

Phantom-Experimente zur Strahlenfeld-Diathermie

(Dosierungsprobleme bei der Therapie mit 69 cm-Wellen)

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung des Doktorgrades
der Naturwissenschaftlichen Fakultät
der Justus Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Dietrich Rusch

aus Gießen

Gießen 1969

Phantom-Experimente zur Strahlenfeld-Diathermie

(Dosierungsprobleme bei der Therapie mit 69 cm-Wellen)

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung des Doktorgrades
der Naturwissenschaftlichen Fakultät
der Justus Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Dietrich Rusch

aus Gießen

Gießen 1969



D 26

Dekan: Dr. rer. nat. Detlef Bückmann

I. Berichterstatter: Professor Dr. rer. nat. Alfred Schraub

II. Berichterstatter: Professor Dr. med. Victor R. Ott

Tag der mündlichen Prüfung: 9. Juli 1969

<u>Inhaltsverzeichnis</u>	<u>Seite</u>
<u>I. Einleitung und Problemstellung</u>	1
1. <u>Allgemeine Einführung</u>	1
2. <u>Darstellung des Problemkreises anhand bisheriger Ergebnisse</u>	2
a. Die elektrischen Eigenschaften der Gewebe	3
b. Frequenzabhängigkeit der Erwärmung mit dem Strahlenfeld	6
3. <u>Die wichtigsten Befunde bei der Bestrahlung ebener Mehrschichten-Phantome mit Dezimeterwellen</u>	11
4. <u>Therapeutische Aspekte und Problemstellung</u>	15
<u>II. Experimente</u>	17
1. <u>Die verwendeten Untersuchungsmittel</u>	17
a. Die Bestrahlungsapparatur	18
b. Die Phantome	19
c. Temperaturmessung	22
d. Kritik an der Untersuchungsmethode	25
2. <u>Ergebnisse</u>	30
a. Fokussierung des Strahlenfeldes	30
b. Bildung stehender Wellen (Resonanz)	35
c. Einfluß der Versuchsanordnung	44
<u>III. Diskussion der Ergebnisse</u>	51
1. <u>Vergleich der neuen Phantom-Formen mit der ebenen Schichtung</u>	52
2. <u>Konsequenzen für die Dezimeterwellen-Therapie</u>	53
<u>IV. Zusammenfassung</u>	64
<u>V. Literatur</u>	67

I Einleitung und Problemstellung

1. Allgemeine Einführung

Die Physikalische Medizin kennt verschiedene Verfahren der Wärmeanwendung. Während die meisten Methoden die Wärme von der Haut aus in die tieferen Schichten des menschlichen Körpers transportieren, kommt es unter dem Einfluß der Hochfrequenz-Behandlung zu einer unmittelbaren Tiefenerwärmung. Mit der Diathermie, wie diese Form der Wärmetherapie genannt wird, erreicht man daher gegebenenfalls tiefer liegende Strukturen als mit Maßnahmen, die auf Wärmeleitung durch die Körpergewebe und auf Wärmetransport mit dem Blutstrom angewiesen sind.

Grundsätzlich ist Diathermie mit hochfrequenten elektrischen Feldern (Kurzwellen-Kondensatorfeld), mit hochfrequenten magnetischen Wechselfeldern (Spulenfeld) und mit elektromagnetischen Wellen (in der Medizin Strahlenfeld genannt) möglich. Auch die Ultraschall-Therapie ruft Erwärmung in den behandelten Geweben hervor. Die Diathermie ist, wie der Name ausdrücken soll, im wesentlichen durch die mit ihr erreichte Erwärmung wirksam. Untersuchungen auf diesem Gebiet müssen also vor allem zeigen, mit welcher Stärke und räumlichen Verteilung ein bestimmtes Diathermie-Verfahren Teile des menschlichen Körpers erwärmt, und darlegen, wie diese speziellen Wärmewirkungen zustandekommen. Auf diese Weise wird es möglich, die einzelnen Methoden der Hochfrequenztherapie in Bezug auf ihren praktisch-medizinischen Wert miteinander zu vergleichen und gegebenenfalls einem bestimmten Verfahren den Vorzug zu geben.

2. Darstellung des Problemkreises anhand bisheriger Ergebnisse

Auf die Möglichkeit, Hochfrequenz-Therapie mit Hilfe elektromagnetischer Wellen durchzuführen, wurde schon 1928 von ESAU (7), einem Begründer der Kurzwellen-Therapie, hingewiesen. Damit wurde die Entwicklung eines Diathermie-Verfahrens eingeleitet, das sowohl eine einfachere Handhabung als die Kondensatorfeld-Methode (nur eine "Elektrode", keine Senderabstimmung während der Behandlung) als auch eine günstigere Verteilung der Erwärmung auf die verschiedenen Gewebearten des menschlichen Körpers versprach. Wenige Jahre später wurden für einen Frequenzbereich bis herauf zu etwa 100 MHz die Dielektrizitätskonstanten und die Werte des spezifischen Widerstandes der wichtigsten Gewebearten des menschlichen Körpers bestimmt (20, 25, 27). Mit Hilfe der nun bekannten Stoffkonstanten konnte HOLLMANN (12) für eine ebene Anordnung aus einer Fett- und einer Muskelgewebsschicht die Auswirkung einer Bestrahlung mit ebenen elektromagnetischen Wellen berechnen. Es ergab sich die von ESAU erwartete Verteilung der Erwärmung. Das Fettgewebe wird weniger stark erwärmt als das dahinterliegende Muskelgewebe. An anderer Stelle wurden Generatoren und Antennenanordnungen aufgebaut und untersucht. Dabei stellte sich heraus, daß die in der Fernmeldetechnik so nützliche Bündelung elektromagnetischer Wellen mit Hilfe großer Hohlspiegel bei der Bestrahlung stark absorbierender Substanzen nicht ausgenutzt werden kann. Vielmehr muß man Reflektor-Anordnungen so aufbauen, daß die Interferenz-Erscheinungen, welche die an verschiedenen Stellen des Spiegels reflektierten Wellenanteile hervorrufen, maximale Verstärkung an der gewünschten Stelle im absorbierenden

Körper ergeben (PÄTZOLD (24), 1940). Die experimentellen Ergebnisse von PÄTZOLD und OSSWALD (23), sowie ESAU, PÄTZOLD und AHRENS (8) u.a. ergaben, daß man die wohl für die Medizin günstigste Verteilung der Erwärmung in ebenen Fett-Muskel-Phantomen mit Wellen von 1 m Luftwellenlänge erhält. Die Untersuchungen mit Wellenlängen von 25, 58 und 107cm (PÄTZOLD) erwiesen nämlich die größte Tiefenwirkung im Muskelgewebe und die geringste Miterwärmung des Fettgewebes bei 107 cm Wellenlänge. Allerdings waren die Messungen mit Reflektoren ausgeführt worden, die vollständig mit einer nicht absorbierenden Substanz hoher Dielektrizitätskonstante (destilliertes Wasser, Keramik) ausgefüllt waren.

Als praktisches Ergebnis dieser Arbeiten ist die Herstellung eines Generators für 1 m-Wellen zur medizinischen Verwendung anzusehen (OSSWALD (21), 1939), dessen erste Beurteilung aus praktisch-medizinischer Sicht bald darauf erfolgte (KORB (14), 1939).

2a. Die elektrischen Eigenschaften der Gewebe

Die biophysikalische Forschung führte auf der einen Seite die Messung der Stoffkonstanten (DK und Spez. Widerstand) biologischer Gewebe weiter. So erbrachten die Arbeiten von RAJEWSKY und SCHWAN (27), SCHWAN (35), HARTMUTH (11) usw. vollständige Dispersionskurven der elektrischen Daten vieler wichtiger menschlicher und tierischer Gewebearten über den gesamten interessierenden Frequenzbereich. Die Deutung dieser Dispersionskurven stellt einen weiteren wichtigen Schritt bei der Erforschung der Diathermie dar. Hier sollen jedoch nur die für diese Arbeit wesentlichen Punkte besprochen werden.

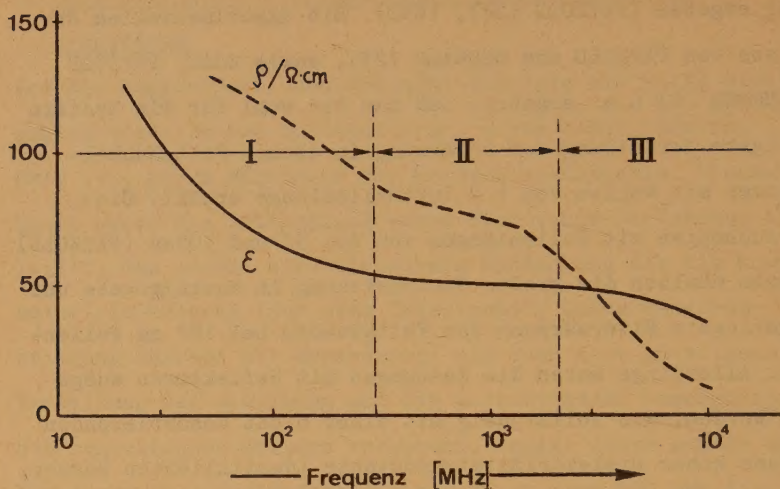


Abbildung 1: Dielektrizitätskonstante ϵ und spez. Widerstand ρ für ein Gewebe mit hohem Wassergehalt (nach SCHWAN (37)).

DÄNZER (4) hat durch Modifikation der Theorie nach MAXWELL (19) und WAGNER (38), also mit Hilfe der inhomogenen Struktur biologischer Substanzen, das Dispersionsgebiet zwischen 1000 m und 10 m Wellenlänge (Gebiet I in der Abbildung 1) erklärt. Spätere Autoren (RAJEWSKY (27), SCHWAN (32, 35, 36, 37)) haben mit Hilfe der DEBYE'schen Theorie der polaren Molekeln (5) den Verlauf der Dispersion unterhalb 40-50 cm Wellenlänge (Gebiet III in der Abbildung 1) im wesentlichen auf die Dipolabsorption des Wassers zurückführen können.

Die annähernde Konstanz der DK- und ρ -Werte im Bereich längerer Dezimeterwellen kommt somit dadurch zustande, daß der Frequenzbereich der Dispersion durch die Schichtenstruktur der biologischen Gewebe überschritten und derjenige der Dipolabsorption des Wassers noch nicht erreicht ist. Der verbleibende

Abfall der DK- und ρ -Werte mit steigender Frequenz läßt sich durch das Vorhandensein anderer (größerer) polarer Moleküle in biologischen Substanzen erklären. (SCHWAN (37)).

Das Hochfrequenzverhalten der Gewebe in der zwischen diesen beiden Dispersionsgebieten liegenden Region wird dann etwa folgendermaßen charakterisiert:

Die Leitfähigkeit wird überwiegend von den im Gewebe vorhandenen Ionen erzeugt.

Die Dielektrizitätskonstante hängt im wesentlichen vom Wassergehalt des entsprechenden Gewebes ab (SCHWAN).

Solchermaßen lassen sich unter den Geweben für grundsätzliche Betrachtungen in Annäherung an die wirklichen Verhältnisse zwei Gruppen bilden:

Erste Gruppe: Gewebe mit hohem Wasser- und damit auch Elektrolytgehalt besitzen eine DK von 50-60 und einen spezifischen Widerstand ρ von etwa 100 Ohm·cm (bei 400-500 MHz).

Zweite Gruppe: Gewebe mit niedrigerem Wasser- und Elektrolytgehalt weisen eine DK von 5-10 und einen spezifischen Widerstand ρ von 1500-3000 Ohm·cm auf (400-500 MHz).

Durch die relativ gute Trennung der biologischen Gewebe in diese beiden Gruppen - Muskelgewebe und innere Organe auf der einen, Fettgewebe und Knochensubstanz auf der anderen Seite - besteht die Möglichkeit, für die Verhältnisse am menschlichen Körper in grober Näherung gültige Modelle aus einer Fett- und einer Muskelgewebsschicht aufzubauen. Die Berechtigung,

im Rahmen dieser Arbeit solche Modelle zu verwenden, ist um so größer, als ein wesentliches Anliegen der Diathermie mit dem Strahlenfeld die sog. Überbrückung des subkutanen Fettgewebes ist. Dieser Begriff soll besagen, daß bei der Bestrahlung menschlicher Körperteile mit elektromagnetischen Wellen möglichst der größte Teil der Gesamtleistung, die dem Körper zugeführt wird, bis in Muskelgewebe oder innere Organe dringen soll.

2b. Frequenzabhängigkeit der Erwärmung mit dem Strahlenfeld

Die Bearbeitung dieser Frage ist ein weiteres biophysikalisches Problem aus dem Bereich der Diathermie. Es handelt sich um eine überwiegend praktisch, d.h. in diesem speziellen Fall, auf die medizinische Verwendung ausgerichtete Behandlung der mit der Diathermie zusammenhängenden Probleme.

FÖLSCHKE (9) führte hierzu umfangreiche Rechnungen aus, um die Verteilung der Wärmequellen in dreischichtigen ebenen Modellen aus Haut-, Fett- und Muskelgewebe darzustellen. Die Berechnungen für m-, dm- und cm-Wellen-Bestrahlungen ergaben u.a., daß starke Schwankungen der dem Muskelgewebe zugeführten Leistung (sog. Tiefendosisleistung) entstehen, wenn (bei konstanter Senderleistung) verschieden dicke Fett- und Hautschichten vor dem Muskelgewebe liegen. Diese Schwankungen wurden auf zum Teil vermeidbare Fehlanpassung zwischen Sender und absorbierendem Körper zurückgeführt. FÖLSCHKE diskutierte Möglichkeiten, die Anpassung durch Füllen des Strahlers mit einem verlustlosen Stoff der DK von Fett und zusätzlicher Ergänzung der natürlichen Hautschicht durch eine künstliche bis zur Dicke von $\lambda_{\text{Haut}}/4$ zu verbessern.

Diese Berechnungen sollten nicht nur die schon erwähnte Auswahl einer optimalen Frequenz für die Strahlenfeld-Behandlung ermöglichen, sondern die Grundlage für eine Diathermie-Dosimetrie bilden. Diese Dosimetrie läßt sich ja leider nicht in Analogie zu derjenigen bei der Anwendung energiereicher Strahlen oder mit einer Messung der spez. Heizleistung (= Dosisleistung) durchführen, die während der Therapie an der zu erwärmenden Stelle auftritt. Man ist darauf angewiesen, die Verteilung der Heizleistung über die behandelte Körperstelle so genau wie möglich zu kennen und auch die Parameter zu erfassen, die diese Verteilung zu beeinflussen vermögen. Dann ist entweder eine Dosierung mit Hilfe der vom Patienten in der Haut empfundenen Erwärmung möglich (SCHLIEPHAKE (31)) oder - nach weiteren Erhebungen über die Gesamtreflexion des behandelten Körperteils - eine Dosierung mit der vom Sender abgegebenen Leistung (SCHWAN (37)).

Insofern setzt also die Schaffung brauchbarer Dosierungsvorschriften vor allem das grundsätzliche Erfassen der Frequenz- und Schichtenfolge-Abhängigkeit voraus, die die Verteilung der Heizleistung bei der Strahlenfeld-Anwendung aufweist. Die Methode, mit der diese Verteilung ermittelt wird, besteht in der Berechnung möglichst einfacher Modellstrukturen, welche die für die Rechnung wesentlichen Eigenschaften der biologischen Strukturen besitzen. Als Modellstruktur hat sich hierbei, wie schon erwähnt, die ebene Schichtung von Fett- und Muskelgewebe (bzw. Haut- Fett- und Muskel-) vor allem deswegen bewährt, weil an Stelle der Muskelgewebe-Schicht praktisch jedes beliebige andere wasserhaltige Gewebe des menschlichen Körpers gesetzt werden kann, ohne daß sich die Ergebnisse dadurch ändern.

Auf diese Weise sind die schon angeführten Rechnungen von HOLLMANN (12) und FÖLSCH (9) durchgeführt und mit den experimentellen Ergebnissen von PÄTZOLD (24) sowie PÄTZOLD und OSSWALD (23) verglichen worden, die ebenfalls an ebenen Schichtungen gewonnen wurden. Das Ergebnis besteht dabei im wesentlichen aus einem Kurvenzug, der die Verteilung der Heizleistung in Bestrahlungsrichtung darstellt, und einer Erklärung seines typischen Verlaufs für je eine Schichtung und eine Wellenlänge.

Ähnlich sind auch die Ergebnisse der Arbeiten von LEHMANN und Mitarbeitern (16, 17) zu bewerten, die ihre Untersuchungen außer an Modellen auch an Körperteilen von frisch geschlachteten Tieren durchführten. Aus dem Vergleich der an den beiden bestrahlten Objekten - Modelle auf der einen Seite, Körperteile von Tieren auf der anderen Seite - gewonnenen Ergebnisse geht hervor, daß die Schichten aus den einzelnen Gewebearten bei den verwendeten Körperteilen so streng gegeneinander abgegrenzt sind, wie man das im Modell zu realisieren trachtet.

Aus dem Vergleich der Kurven für die Wärmequellenverteilung läßt sich entnehmen, welche Wellenlänge bei den üblichen Haut- und Fettschicht-Dicken des Menschen die günstigsten Erwärmungseigenschaften aufweist. Günstige Erwärmungseigenschaft heißt im Sinne der Diathermie, daß eine geeignete Wellenlänge, bei gleicher Erwärmung im Muskelgewebe wie die anderen Wellenlängen, geringe Erwärmung von Haut- und Fettgewebe hervorruft. Aus den ermittelten Heizleistungskurven aber eine Dosierungsvorschrift abzuleiten, ist ein hoffnungsloses Unterfangen, weil zu viele Parameter beachtet werden müssen.

In diesem Zusammenhang stellen einige Arbeiten von SCHWAN und Mitarbeitern eine wesentliche Erleichterung dar (zusammengefaßt in (37)): Durch integrale Erfassung der auf jede Schicht entfallenden Leistung und Auftragen des prozentualen Leistungsanteils jeder Schicht gegenüber der Fettschichtdicke (Parameter : Hautdicke) läßt sich z.B. leicht überblicken, welcher Frequenzbereich die geringste Abhängigkeit der bis in das Muskelgewebe gelangenden Leistung von der Dicke der davorliegenden Schichten aufweist.

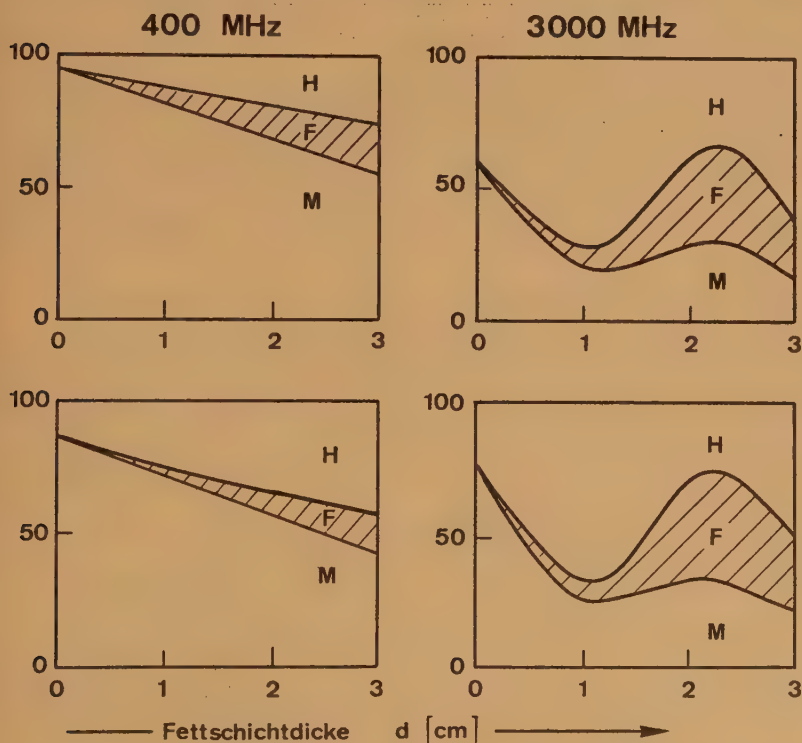


Abbildung 2: (nach SCHWAN (37)) Prozentuale Verteilung der absorbierten Leistung bei Dezimeterwellen-Bestrahlung auf Haut (H), Fettgewebe (F) und Muskelgewebe (M) bei 2 mm Hautschichtdicke (oben) und einer solchen von 4 mm in Abhängigkeit von der Fettschichtdicke d . Frequenz: 400 und 3000 MHz.

Zusammen mit einer Darstellung über die Gesamtreflexion einer solchen 3-Schichten-Anordnung, die in ähnlicher Weise verschiedene Haut- und Fettschicht-Dicken berücksichtigt und unter Einbeziehen der Tatsache, daß die Antenne keine ebene Welle aussendet, läßt sich dann mit Hilfe der Senderleistung abschätzen, welche Dosisleistung das Muskelgewebe erhält. SCHWAN (37) leitet aus allen diesen graphischen Darstellungen ab, daß die kürzere der Medizin zur Verfügung stehende Dezimeterwelle (die sogenannte Mikrowelle mit 12 cm Wellenlänge in Luft) keine ausreichende Dosierungsgrundlage bietet, weil in der therapeutischen Praxis unmöglich die Dicke der Haut und der Fettschicht in Betracht gezogen werden kann. Auf die gleiche Weise zeigt SCHWAN (37), daß eine Strahlenfeldtherapie mit weniger als 900 MHz in dieser Hinsicht günstiger ist.

Eine ebenfalls über einen großen Frequenzbereich reichende theoretische und experimentelle Untersuchung von GUY und LEHMANN (10) zeigt, daß bei Verwendung eines ganz bestimmten Strahlertyps (Füllung mit einem Stoff der DK von Fett; Strahleroberfläche immer in Kontakt mit der Haut des Patienten) die Eindringtiefe im Muskelgewebe nur bis 750 MHz herunter zunimmt. Von dieser Frequenz an bleibt sie wegen der nun geringeren Bündelung (der Strahler darf für medizinische Verwendung nicht zu groß sein) fast konstant. Neben diesen Hinweisen auf eine optimale Wellenlänge für die Diathermie mit diesem Spezialstrahler ($\lambda_0 \approx 40$ cm) stellt die Arbeit die Übergangsstufen zwischen den Rechnungen mit ebenen Wellen und denjenigen für tatsächliche Therapie-Anordnung^{en} gut überschaubar dar.

3. Die wichtigsten Befunde bei der Bestrahlung ebener Mehrschichten-Phantome mit Dezimeterwellen

Die Absorption ebener elektromagnetischer Wellen in einer genügend dicken, homogenen Gewebeschicht erfolgt nach einem Exponentialgesetz. Wenn wir mit J_0 den Leistungsfluß (~Amplitudenquadrat der elektrischen Feldstärke) an der Oberfläche ($x = 0$) des bestrahlten Gewebes bezeichnen, dann nimmt der Fluß in der Ausbreitungsrichtung x der Welle gemäß

$$J(x) = J_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad \text{ab.} \quad (1)$$

Dabei ist der Absorptionskoeffizient μ von der Luftwellenlänge λ_0 , der Dielektrizitätskonstanten ϵ und dem spezifischen Widerstand ρ abhängig:

$$\mu^2 = \left(\frac{2\pi}{\lambda_0}\right)^2 \cdot 2\epsilon \cdot \left[\sqrt{1 + \left(\frac{\lambda_0}{2\pi \cdot \epsilon \cdot \rho \cdot c_0}\right)^2} - 1 \right] \quad (2)$$

(DRUDE (6); PÄTZOLD (24); SCHWAN (37)).

Mit Verwendung des Verlustfaktors $\text{tg} \delta = 1/\omega \cdot \epsilon \cdot \epsilon_0 \cdot \rho$ als Abkürzung wird Gl. (2):

$$\mu = \left(\frac{2\pi}{\lambda_0}\right) \cdot \left[2\epsilon \cdot \left(\sqrt{1 + \text{tg}^2 \delta} - 1 \right) \right]^{1/2} \quad (2a)$$

In den Gleichungen (2) und (2a) sind ϵ und ρ (vgl. Abb. 1), also auch $\text{tg} \delta$ (s. Abbildung 3), von λ_0 abhängig und $\omega = 2\pi \cdot \frac{c_0}{\lambda_0}$, wobei c_0 für die Vakuumlichtgeschwindigkeit steht.

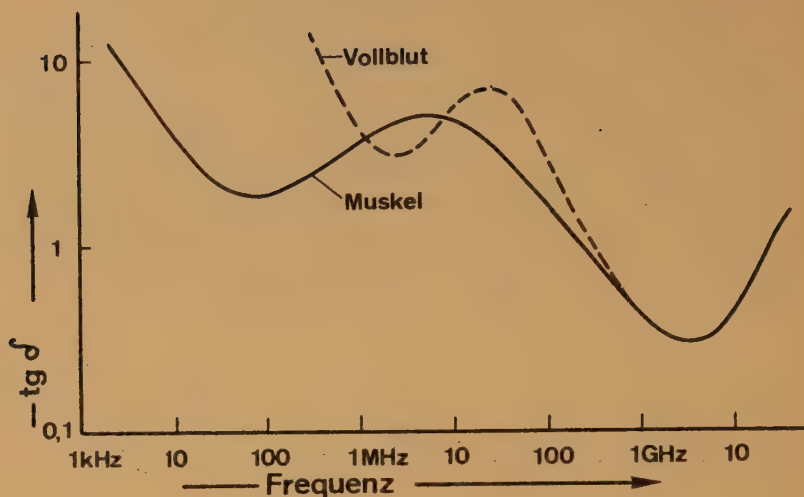


Abbildung 3: Verlustfaktor $\text{tg } \delta = 1/\omega \cdot \epsilon \cdot \epsilon_0 \cdot \eta$ zweier biologischer Substanzen (aus SCHWAN (36)).

Für Diathermie-Zwecke wird anstelle des Absorptionskoeffizienten oft die Eindringtiefe $D_{37} = 1/\mu$ benutzt, d.h. diejenige Tiefe x , bei der $J(x = D_{37})/J_0 = 1/e = 0,37$ ist.

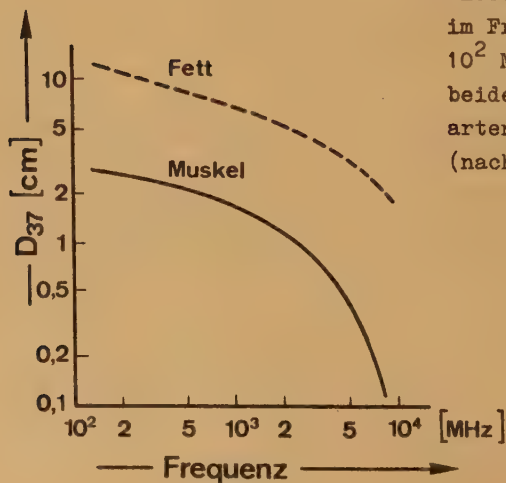


Abbildung 4: Die Eindringtiefen D_{37} für ebene Wellen im Frequenzbereich von 10² MHz bis 10⁴ MHz für die beiden wichtigen Gewebetypen Fett- und Muskelgewebe (nach SCHWAN (37)).

Die im Gewebe absorbierte Leistung wird vollständig in Wärme überführt, daher tritt in dem Gewebe eine von der Tiefe x unter der bestrahlten Oberfläche abhängige Heizleistung $H(x)$ auf:

$$H(x) = - \frac{dJ(x)}{dx} = \mu \cdot J_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (3)$$

Solange man den Einfluß von Wärmeleitung und -transport vernachlässigen kann, ist es möglich, die Verteilung der Heizleistung über die Tiefe in Bestrahlungsrichtung aus dem Verlauf entsprechend gemessener Temperaturanstiege zu ermitteln:

$$\Delta T(x) \approx J_0 \cdot \frac{\mu}{\rho \cdot c} \cdot e^{-\mu \cdot x} \cdot \Delta t \quad (4)$$

T = Temperatur; t = Zeit; ρ = spez. Gewicht; c = spez. Wärme.

Wird eine genügend tiefe Muskelschicht mit aufliegender dünner Fettschicht (s. Abb. 5) durch ebene elektromagnetische Wellen bestrahlt, dann wird derjenige Anteil der Welle, der das Muskelgewebe erreicht, gemäß der obigen Gleichung (1) absorbiert. In der Fettschicht bildet sich eine stehende Welle aus, die das Verhältnis der Erwärmung von Fett- und Muskelgewebe entscheidend beeinflusst. Aus Abbildung 5 geht hervor, wie stark die größte im Fettgewebe auftretende Heizleistung vom Verhältnis der Fettschichtdicke zur Wellenlänge im Fettgewebe abhängt.

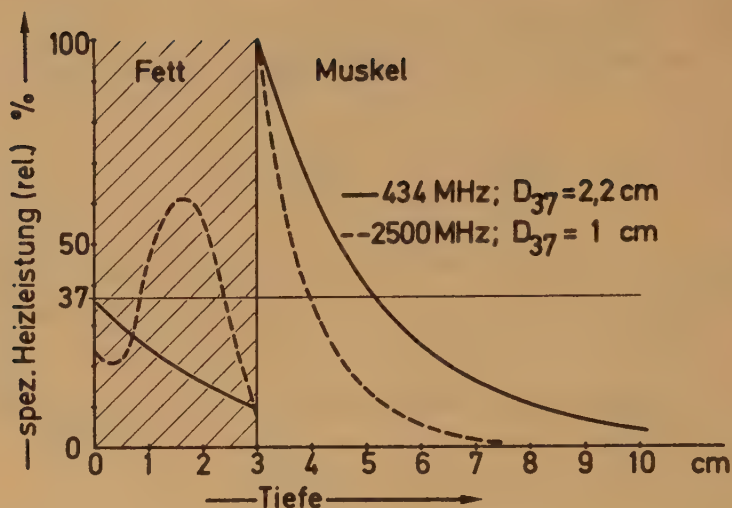


Abbildung 5: Verlauf der spezifischen Heizleistung in einer ebenen Schichtung aus Fett- und Muskelgewebe bei Bestrahlung mit ebenen Wellen.

Wie im einzelnen schon dargestellt, wurden die für die Strahlenfeld-Behandlung wichtigsten Überlegungen an Hand von Ergebnissen angestellt, die aus der Berechnung der Wärmequellen-Verteilung in ebenen mehrschichtigen Gewebemodellen für den Fall der Bestrahlung mit ebenen Wellen hervorgehen. Die Resultate sind bei den sog. Mikrowellen (12 cm Wellenlänge in Luft und teilweise auch 35 cm) auch für die Therapie zutreffend (SCHWAN (37), LEHMANN und Mitarbeiter (16, 17, 18)). Bei größeren Wellenlängen kann man die Verminderung der Eindringtiefe in Muskelgewebe durch Einführen eines Divergenzwinkels für den "Strahl" ermitteln (SCHWAN (37)) oder man muß die Feldverteilung im Gewebe - und daraus dann die Erwärmung - näherungsweise berechnen. Dieses Vorgehen bereitet aber

erhebliche Schwierigkeiten, besonders mit Berücksichtigung einer Hautschicht (GUY und LEHMANN (10)).

Ferner stellt auch das Modell mit ebenen Schichten nur eine Annäherung an die Verhältnisse beim menschlichen Körper dar. Bei der Bestrahlung mit 12 cm-Wellen (teilweise auch mit 35 cm-Wellen) konnte LEHMANN mit seinen Mitarbeitern (17, 18) experimentell ermitteln, daß in Körperteilen von geschlachteten Schweinen die einzelnen Schichten aus verschiedenen Gewebearten sowohl streng gegeneinander abgegrenzt als auch nur so gekrümmt sind, daß sich genügend genaue Übereinstimmung mit entsprechenden ebenen Modellen ergab. Für weitere Wellenlängen existieren derartige Ergebnisse nicht; nur einige Abschätzungen sind in der Vergangenheit in dieser Hinsicht durchgeführt worden (RAJEWSKY und REDHART (28), mit Hilfe experimenteller und berechneter Ergebnisse von ANNE und Mitarbeitern (2)).

4. Therapeutische Aspekte und Problemstellung

Für die Diathermie mit elektromagnetischen Wellen sind mit relativ handlichen Strahlern bis herauf zu längeren Dezimeterwellen ausreichende Richtwirkungen zu erzielen. Allerdings wird bei den üblichen Strahler-Abmessungen die Bündelung der ausgesandten Welle mit zunehmender Wellenlänge soviel geringer, daß von etwa 50 cm Luftwellenlänge an die Eindringtiefe des medizinischen Strahlenfeldes nicht mehr wesentlich zunimmt. Mit welchem Eindringtiefen-Unterschied bei Frequenzen zwischen 10^2 und 10^4 MHz etwa zu rechnen ist, geht aus dem Schema in Abbildung 6 hervor.

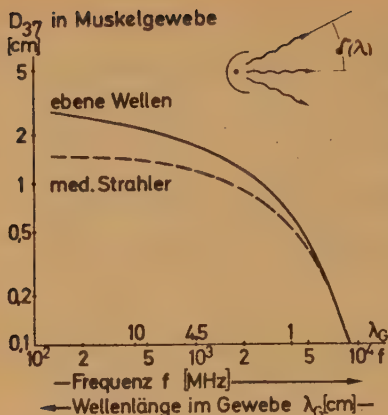


Abbildung 6:

Eindringtiefen D_{37} in Muskelgewebe für ————— ebene Wellen und - - - - - medizinisches Strahlenfeld (schematisch nach Angaben von SCHWAN (37) sowie GUY und LEHMANN (10)).

Die theoretischen Überlegungen und die experimentellen Ergebnisse zeigen, daß bei der Bestrahlung ebener Schichtungen von Haut, Fett- und Muskelgewebe mit ebenen Wellen die Vorhersage der maximalen Muskeldosisleistung bei bekannter Senderleistung, aber unbekannter Dicke von Haut- und Fettgewebe, um so genauer möglich wird, je größer die benutzte Wellenlänge ist.

Dieses Ergebnis hat in Deutschland zur Einführung von Diathermie-Apparaten mit 69 cm Luftwellenlänge geführt. Die 69 cm-Strahlenfeldtherapie zeigte sich an Hand der Ergebnisse, die bei Experimenten an Phantomen mit ebenen Schichtungen von Fett- und Muskelgewebe gewonnen wurden, bezüglich der sog. Fettentlastung den anderen Verfahren der Hochfrequenz-Therapie überlegen. (ALM und KUTTIG (1); KEBBEL, KRAUSE und PÄTZOLD (13)). Die Überlegenheit in Bezug auf dieses wichtige Kriterium der Leistungsfähigkeit von Diathermie-Verfahren zeigt sich also nicht nur in der ersten Näherung, welche die theoretischen Abhandlungen benutzten (ebene Welle), sondern auch bei Verwendung von Apparaten, die für die praktische Anwendung vorgesehen sind. Nun lassen aber auf der anderen

Seite alle bisherigen theoretischen wie experimentellen Ergebnisse folgende Frage offen: Inwiefern spielen die Unterschiede zwischen den mit ebener Schichtung aufgebauten Phantomen und den Körperteilen des Menschen bei der Diathermie mit längeren Dezimeterwellen eine Rolle?

Die Annahme liegt nahe, daß die im Vergleich mit der Wellenlänge erheblich gekrümmten, annähernd zylindrischen Körperteile des Menschen zusammen mit den großen Brechungsindices, die biologische Substanzen im interessierenden Frequenzbereich aufweisen, deutliche Auswirkungen auf das Ergebnis der Bestrahlung haben. Möglicherweise ist bei der Therapie die Dosisleistung an bestimmten Stellen im Muskelgewebe gegenüber entsprechenden Stellen im Phantom mit ebener Schichtung (bei gleicher Senderleistung) so stark verändert, daß die Körperform bei der Therapie beachtet werden muß. Die vorliegende Arbeit behandelt dieses Problem mit Hilfe vergleichender Untersuchungen an einer Reihe von speziellen Phantomen. Neben ebenen, geschichteten Phantomen aus Fett- und Muskelgewebe werden dabei solche mit zylindrischer Wölbung der bestrahlten Fläche und Zylinderphantome aus Fett- und Muskelgewebe bestrahlt.

II. Experimente

1. Die verwendeten Untersuchungsmittel

Die Ergebnisse dieser Arbeit sind vor allem für die praktische Verwendung der 69 cm-Diathermie von Interesse. Aus diesem Grund mußten die Bestrahlungen mit einem für die medizinische Verwendung handelsüblichen UHF-Generator durchgeführt werden. Die Normalwerte für alle Messungen lieferte das Ergebnis der

Versuche an einem kubischen Standardphantom. Mit seinen Abmessungen $20.20.20 \text{ cm}^3$ hatte dieses Phantom eine Größe, bei der Beugungseffekte an den Kanten des Phantoms das Meßergebnis nicht wesentlich verfälschen. Andererseits war dieses Modell für Temperaturmessungen mit Quarz-Benzol- oder Glas-Alkohol-Thermometern gut zugänglich.

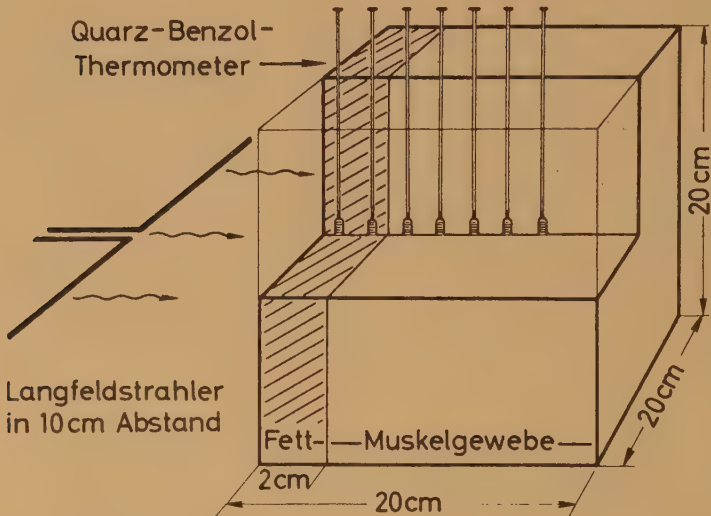


Abbildung 7: Versuchsaufbau bei der Bestrahlung des "Standard-Phantoms" im Schema.

a. Die Bestrahlungsapparatur

Es wurde ein UHF-Generator "Siretherm 609" verwendet, der mit dem zugehörigen Applikator max. 200 Watt Strahlungsleistung abgibt (13). Die Frequenz beträgt 433,92 MHz, also die Wellenlänge in Luft etwa 69 cm. Die Hochfrequenz-Leistung wurde mit dem Langfeldstrahler (3, 15), einem kapazitiv belasteten Dipolstrahler mit Reflektor appliziert. Im Grundaufbau entspricht dieser Strahler einem $\lambda/2$ -Topfkreis, an dem ein größerer Teil des Außenleiters entfernt wurde. Der Dipol

bildet den Innenleiter des Topfkreises. Bevor wir auf besondere Eigenschaften dieser Apparatur eingehen, müssen wir zunächst die übrigen Untersuchungsmittel betrachten.

b. Die Phantome

Aus früher Gesagtem geht hervor, daß bei der benutzten Frequenz die Leitfähigkeit der Gewebe vom Elektrolytgehalt und die Dielektrizitätskonstante vom Wassergehalt der Gewebe abhängt. Es lag daher nahe, das Muskelgewebe in den Phantomen durch eine geeignete andere Substanz zu ersetzen, denn tierisches Muskelgewebe weist für Untersuchungen an größeren Modellen in der dafür geeigneten, gehackten Form zwei wesentliche Nachteile auf. Einmal darf man, um die elektrischen Eigenschaften des Muskelgewebes nicht zu verändern, den Zerkleinerungsgrad nicht sehr weit treiben. Es entsteht daher eine Hackmasse, die sich nur recht wenig den verwendeten Thermometern anschmiegt. Dadurch wird der Wärmeübergang vom Muskelgewebe zu den Thermometern behindert. Zum anderen sondert sich aus dem Muskelgewebs-Brei rasch Flüssigkeit ab, die sich am Boden des Phantomgefäßes anreichert. Dadurch trocknen diejenigen Anteile des Muskelgewebes, die man messend erfaßt, innerhalb weniger Stunden soweit aus, daß eine Wiederholung einer einmal durchgeführten Bestrahlung (Wiederholung mit gleicher Anfangstemperatur ist erst Stunden später möglich) andere Ergebnisse erbringt als die erste Behandlung. Aus diesem Grund und weil für die Experimente möglichst homogene Muskelgewebe-Schichten benötigt wurden, mußte ein geeigneter Ersatz für das Muskelgewebe gefunden werden. Dazu hat sich ein Maisstärke-Pudding (70 g Maisstärke pro Liter Wasser) als sehr geeignet erwiesen. Die DK des Puddings wurde aus der Wellenlänge einer stehenden Welle ermittelt (vgl. Abbildung 8). Da der Pudding verlustarm

ist, mit genügender Genauigkeit also $\operatorname{tg} \delta \ll 1$ ist, braucht man ϵ nicht aus

$$\left(\frac{\lambda}{\lambda_0}\right)^2 = n^2 = \frac{\epsilon}{2} \cdot (\sqrt{1 + \operatorname{tg}^2 \delta} + 1)$$

zu berechnen, sondern es ist

$$\epsilon \approx \left(\frac{\lambda}{\lambda_0}\right)^2$$

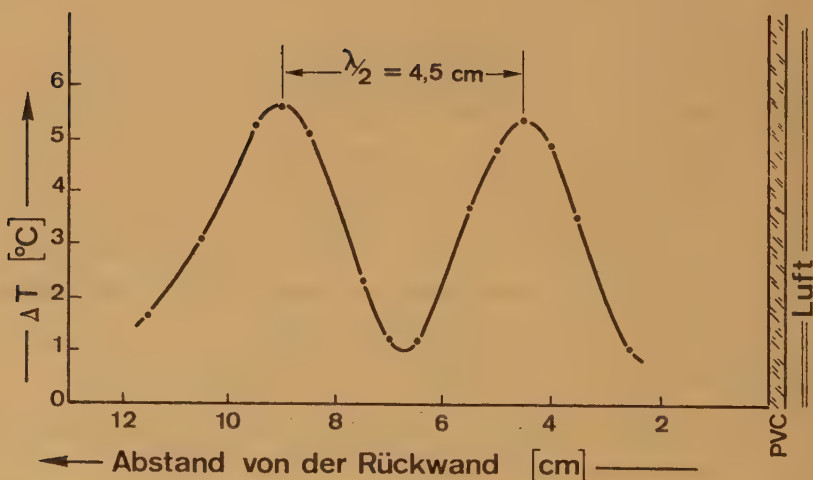


Abbildung 8: Salzfreier Pudding (verlustarm). Messung der stehenden Welle für die Bestimmung der Dielektrizitätskonstanten des Puddings.

Auf diese Weise wurde für die DK ein Wert von etwa 60 ermittelt.

Um die Leitfähigkeit von Muskelgewebe zu erreichen, wurde dem Pudding Kochsalz hinzugefügt. Zum Auffinden der geeigneten Kochsalz-Konzentration wurde folgende Methode benutzt: Die Höhe und der annähernd exponentielle Verlauf der Temperaturanstiegs-Kurve, die sich bei Bestrahlung einer 20 cm dicken

Schicht Pudding ergab, wurden denjenigen Werten angepaßt, die sich im Mittel beim Muskelgewebe ergeben hatten. Gute Übereinstimmung mit Muskelgewebe zeigte der Pudding, wenn er aus Wasser mit einem NaCl-Gehalt von 9 g/Liter, also mit der Konzentration einer physiologischen Kochsalzlösung, bereitet wurde.

Da der Pudding erst mit dem Erkalten fest wird, lassen sich die unterschiedlichen Formen, in denen das Muskelgewebe in den verschiedenen Phantomen vorliegt, leicht mit Hilfe geeigneter Schablonen herstellen.

Das Fettgewebe für die Modelle wurde aus dem Speck frisch geschlachteter Schweine gewonnen. Die Stücke wurden entschwartet, von anhängendem Fremdgewebe befreit und mit einem Fleischwolf zerkleinert. Die entstehende Masse besitzt weitgehend die dielektrischen Daten des Schweinefetts. Hat die Masse eine Temperatur von ca. 10°C , so läßt sie sich leicht in die mittels Schablonen freigehaltenen Partien in den Phantomgefäßen einstampfen. Nach Entfernen der Schablonen bestehen somit die Phantome nur aus gut gegeneinander abgegrenzten Schichten von Fett- und Muskelgewebe. Alle Phantome wurden mit einheitlicher Fettschicht-Dicke von etwa 2 cm aufgebaut. Diese Dicke ist dabei einerseits ein mittlerer Wert für die Mächtigkeit der Fettschicht beim Menschen und andererseits gewährleistet sie eine brauchbare Messung der Erwärmung im Fettgewebe. Die Höhe aller Phantome betrug einheitlich 20 cm. Das Standardphantom und alle auf der bestrahlten Seite zylindrisch gewölbten Phantome besaßen einheitliche Tiefe von 20 cm.

c. Temperatur-Messung

Die Temperatur-Messungen wurden zunächst mit Quarz-Benzol-Thermometern nach PÄTZOLD (22) vorgenommen. Jedoch zeigte sich, daß diese wegen der Verwendung von Quarz zu dick ausfallen. Dadurch kann man sie einerseits nicht dicht genug im Phantom anordnen, andererseits bewirkt die Dicke von über 4 mm zusammen mit den kleinen Dielektrizitätskonstanten von Quarz und Benzol, daß die elektromagnetische Welle an den im Muskelgewebe steckenden Thermometern stark gestreut wird, wenn die Thermometer parallel zu der Polarisationsrichtung der Welle stehen. (siehe Bild 9)

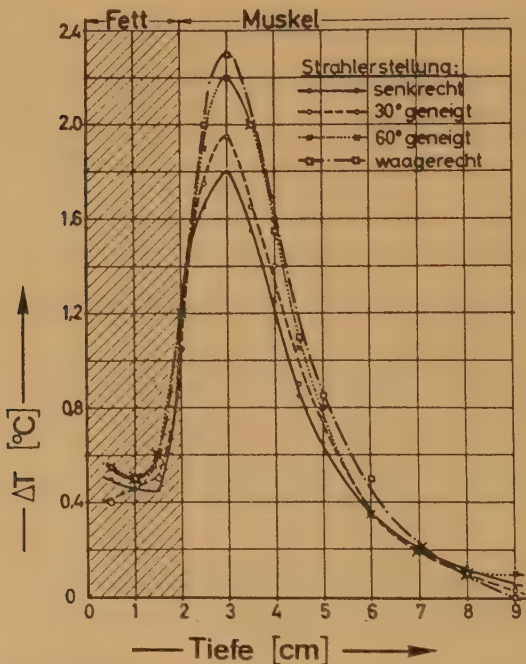


Abbildung 9: Verlauf der ΔT über die Tiefe in Bestrahlungsrichtung beim Standard-Phantom. Die Thermometer stecken senkrecht im Phantom, die Strahlerstellung wurde variiert. Quarz-Benzol-Thermometer nach (22).

Für die Messungen an zylindrischen Phantomen ist jedoch die Thermometerlage parallel zur Polarisationsrichtung der Welle nicht leicht zu umgehen.

Außerdem störte bei manchen Untersuchungen die relativ hohe Zeitkonstante dieser Thermometer, die etwa 5 sec beträgt. Die Zeitkonstante wurde durch Messung des Anstiegs der Temperaturanzeige nach einem schroffen Temperaturwechsel von einigen Grad Celsius ermittelt. Für die angezeigte Temperatur gilt dabei:

$$\Delta T_{\text{Anzeige}} \approx \Delta T_{\text{Medium}} \cdot (1 - e^{-t/\tau}) \quad (5)$$

Dagegen stellen sich die Thermometer bei der Messung linearer Temperaturanstiege entsprechend

$$\Delta T_{\text{Anzeige}} \approx a \cdot t - a \cdot \tau (1 - e^{-t/\tau}) \quad (6)$$

ein, wobei a = Anstiegsgeschwindigkeit der Temperatur, τ = Zeitkonstante und t = Zeit sind.

Die Zeitkonstante der Quarz-Benzol-Thermometer von 5 sec bedeutet im Falle linearer Temperaturanstiege, daß man frühestens nach 30 sec Bestrahlungsdauer mit einem konstanten Nacheilen der Anzeige rechnen kann. Wenn man bestrebt ist, den Anzeige-fehler durch die Thermometerträgheit kleiner als den Ableser-fehler von $0,05^{\circ}\text{C}$ zu halten, dann darf die Temperatur im Gewebe nicht rascher als $0,6^{\circ}\text{C}/\text{min}$ steigen. Natürlich können die Fehler durch die Anzeigetragheit auch nachträglich korrigiert werden, falls später als 30 sec nach Beginn der Bestrahlung abgelesen wurde, denn diese Fehler sind dann ja proportional zur Temperatur-Anstiegsgeschwindigkeit.

Besser geeignete Thermometer wurden schließlich herausgefunden. Es handelt sich um 2,3 mm dicke Glas-Alkohol-Thermometer mit 15 cm Eintauchlänge und 30 cm Gesamtlänge. Die Meßgefäßlänge beträgt etwa 5,5 cm. Diese Thermometer besitzen folgende günstigeren Eigenschaften gegenüber den Quarz-Benzol-Thermometern:

- 1) Die Anstiegszeit beträgt mit 1,7 sec nur etwa $\frac{1}{3}$ derjenigen der Quarz-Benzol-Thermometer. Dadurch ist der größte Teil der Experimente ohne korrigierende Rechnung möglich.
- 2) Die Streuwirkung der Thermometer ist geringer, weil die Meßgefäße dünner sind und die Alkoholfüllung eine DK besitzt, die halb so groß wie diejenige von Muskelgewebe ist. In einem Experiment entsprechend Abbildung 9 konnte keine Streuwirkung festgestellt werden.
- 3) Die Störung des Wärmehaushalts an den gemessenen Stellen ist durch die Verlängerung und den geringeren Durchmesser der Meßgefäße kleiner geworden. Zugleich bedingt die Verlängerung eine größere Anzeigeempfindlichkeit der Glas-Alkohol-Thermometer.

Einigen Aufwand erfordert die gleichzeitige Ablesung aller ins bestrahlte Phantom eingebrachten Thermometer. Beim größten Teil der Versuche erfolgte die Ablesung durch Fotografieren. Die Aufnahmen wurden entweder unmittelbar vor und nach der Bestrahlung oder folgendermaßen vorgenommen: Die Thermometer wurden zusammen mit einer Uhr und einer Anzeigelampe für den Einschaltzustand des Generators fotografiert.

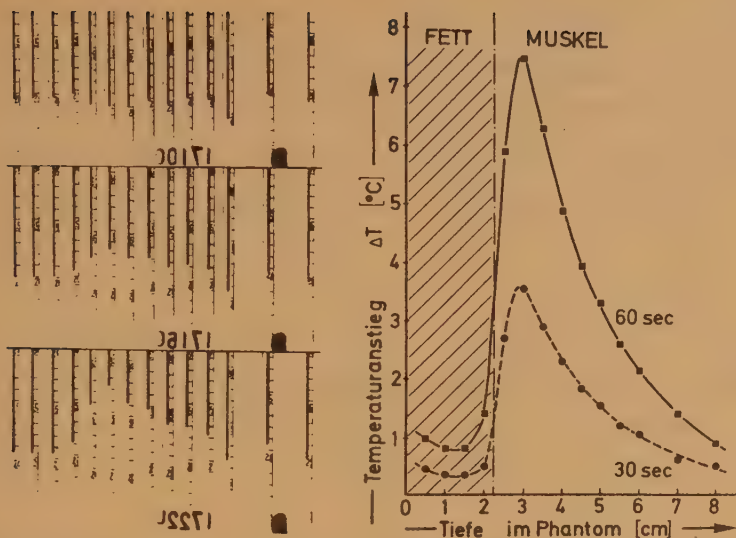


Abbildung 10: Ein Beispiel für Fotos zur Thermometer-Ablesung (links) zusammen mit dem daraus entnommenem Ergebnis.

Dadurch war es möglich, die Temperaturerhöhungen während und nach Bestrahlung zu verfolgen. Alle fotografischen Negative wurden mit Hilfe einer Projektionseinrichtung mit veränderlichem Vergrößerungs-Maßstab ausgewertet. Dadurch ergab sich eine Ablesegenauigkeit von $\pm 0,05^{\circ}\text{C}$. Die Thermometer zeigen Temperaturänderungen mit größerer Genauigkeit an, so daß die ermittelten Temperaturdifferenzen einen maximalen Fehler von $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ aufweisen.

d. Kritik an der Untersuchungsmethode

Zur Bestimmung der unter der Bestrahlung in den einzelnen Geweben auftretenden Heizleistungen wurde in früheren Untersuchungen meist die elektrische Feldstärke der Welle an den verschiedenen Stellen im Modell gemessen, um die unerwünschten Einflüsse der Wärmeleitung auszuschalten (PÄTZOLD (24),

LEHMANN und Mitarbeiter (16,17)). Auch ist die Bestimmung der Stelle, an der jeweils gemessen wird, mit einer mikrometrisch geführten Sonde genauer. Aber solche Feldstärke-Messungen sind praktisch nur an flüssigen Modellen durchführbar. An den für die vorliegenden Untersuchungen aufgebauten Fett-Muskel-Phantomen schien eine Bestimmung der Heizleistungen nur mit Hilfe einer Temperatur-Messung möglich. Daher mußten vor Beginn der vergleichenden Untersuchungen zunächst die Einflüsse der Wärmeleitung auf das Ergebnis der Temperaturmessung studiert werden. Einige hierfür wesentliche Ergebnisse werden anhand der folgenden Abbildungen dargestellt.

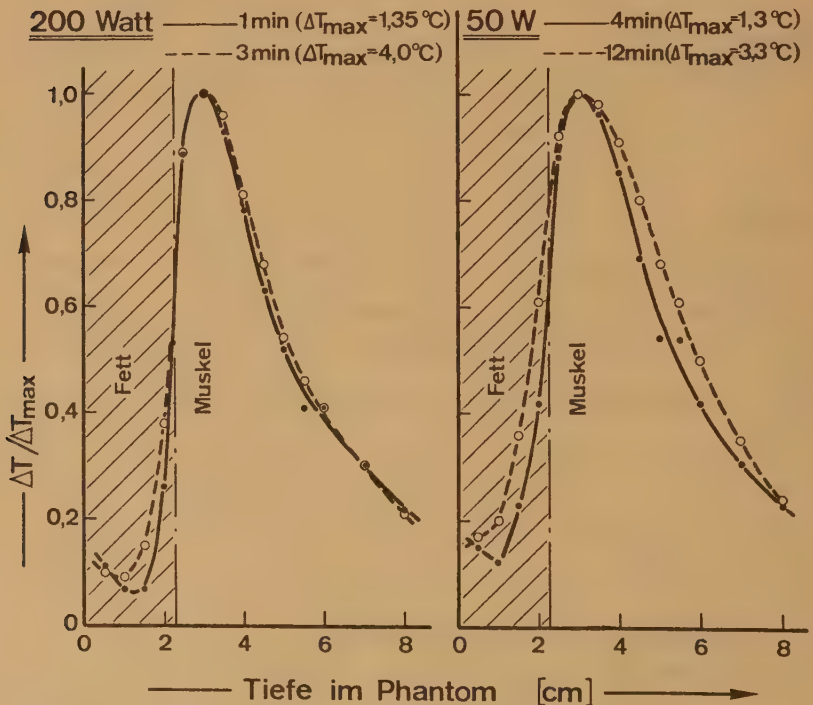
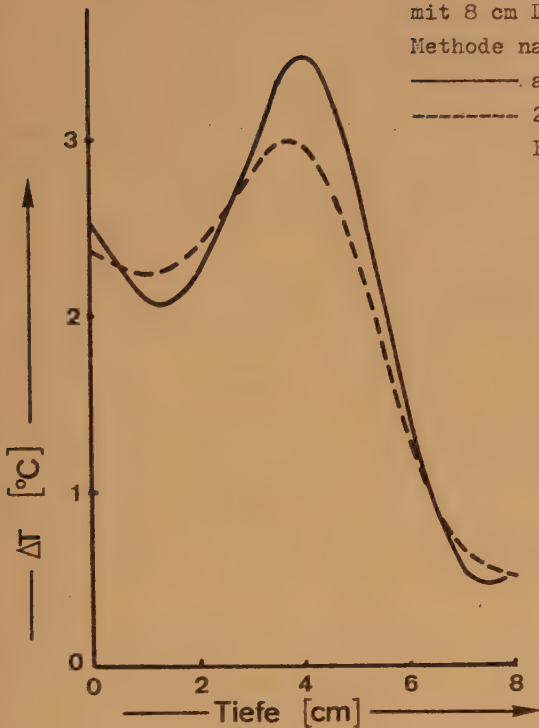


Abbildung 11: Ergebnisse verschiedener Bestrahlungen an einem 10 cm breiten, vorne gewölbten Phantom. Solange $\Delta T_{\max}$ nur wenige Grad Celsius beträgt und die Bestrahlung nur wenige Minuten dauert, sind unterschiedliche Einflüsse der Wärmeleitung im Phantom vernachlässigbar.

Abbildung 12: Messung der ΔT in einem Muskel-Zylinder mit 8 cm Durchmesser mit der Methode nach Abbildung 13.
— am Ende der Bestrahlung
- - - 2 min nach Ende der Bestrahlung.



Eine weitere Kontrolle wurde mit einer speziellen Meßmethode mit Hilfe von Thermoelementen geringer Zeitkonstante (ca. 20 msec) durchgeführt. Dazu wurde zunächst das Phantom sehr kurzzeitig bestrahlt (30 sec) und unmittelbar im Anschluß daran das Thermoelement mit konstanter Geschwindigkeit von 4 mm/sec in Richtung der Bestrahlung durch das Phantom gezogen. Die Thermospannung wurde mit einem Kompensations-schreiber bei einer Papier-Vorschubgeschwindigkeit von ebenfalls 4 mm/sec registriert.

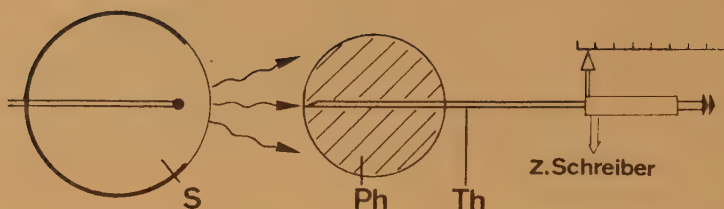
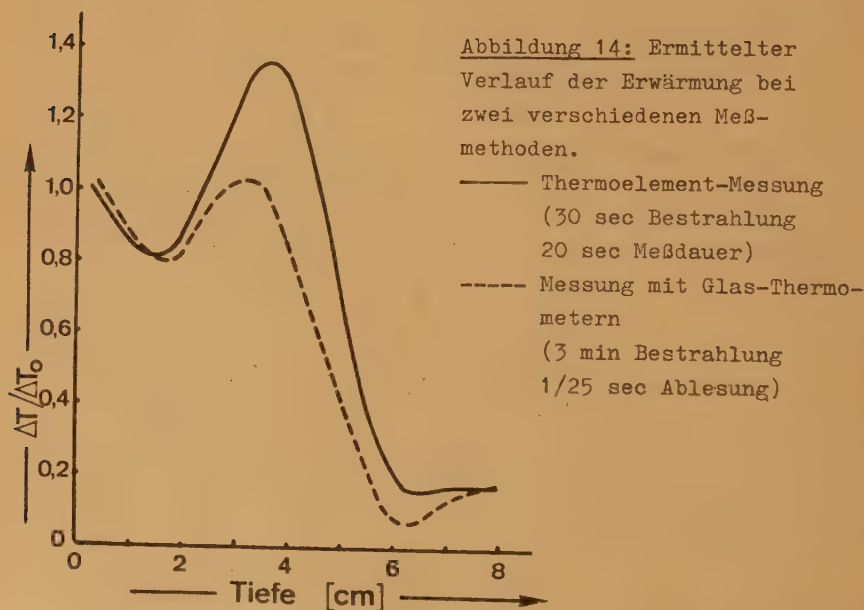


Abbildung 13: Schema des Versuchsaufbaus zur Messung der ΔT mit einem bewegten Thermoelement (Th).
S = Strahler, Ph = Phantom.

Wie der Vergleich beider Meßmethoden anhand der Abbildung 14 zeigt, sind die für diese Arbeit notwendigen Messungen durchaus mit ausreichender Genauigkeit mit Hilfe von Glas-Alkohol-Thermometern durchführbar.



Allerdings wird es nur in wenigen speziellen Fällen möglich sein, aus der Kurve der Temperaturanstiege die zugehörige Heizleistungskurve zu ermitteln. Deshalb sei hier anhand der Abbildung 15 die Frage aufgeworfen, ob im Hinblick auf die therapeutische Anwendung der Diathermie die Verteilung der Wärmezufuhr überhaupt am zweckdienlichsten durch die jeweils zugehörige Heizleistungskurve beschrieben wird.

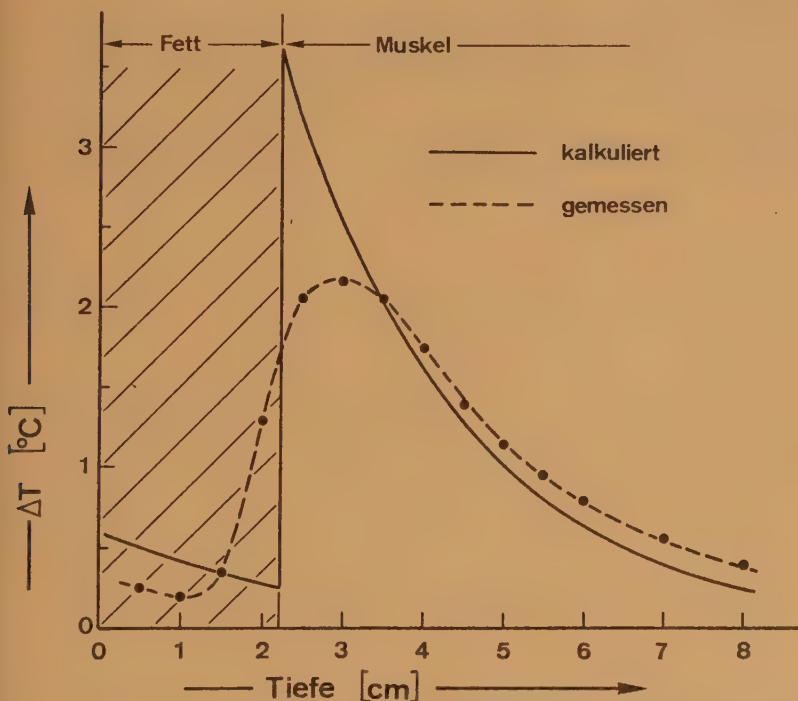


Abbildung 15: Vergleich zwischen einer gemessenen Temperaturanstiegskurve (200 WATT, 3 min, 10 cm Strahlerabstand) und der zugehörigen Heizleistungskurve.

Nun sind nach physiologisch orientierten Untersuchungen von LEHMANN und Mitarbeitern (18) bei der Diathermie Behandlungszeiten von mehr als 10 min erforderlich. Daher ist es gerechtfertigt, wenn man annimmt, daß die hohe Heizleistungsspitze

an der Oberfläche des Muskelgewebes bei der Therapie sicher nicht wirksam ist. In dieser Hinsicht liefern also Temperaturmessungen, die nach möglichst kurzer Bestrahlungsdauer durchgeführt werden, die für die therapeutische Praxis wichtigeren Resultate.

Deshalb wird im Rahmen dieser Arbeit auch die Höhe der Dosisleistung mit Hilfe von Temperaturmessungen bestimmt. Unter Dosisleistung wollen wir die effektive Heizleistung verstehen, die sich aus der gemessenen Temperatur-Anstiegsgeschwindigkeit am Anfang einer Bestrahlung mit hoher Senderleistung ermitteln läßt.

2. Ergebnisse

Um möglichst die Einflüsse von Fokussierung und Auftreten von Resonanzerscheinungen getrennt betrachten zu können, wurden sowohl Phantome mit zylindrischer Wölbung der bestrahlten Vorderfläche als auch Zylinderphantome untersucht. Natürlich ist in keinem Fall das Ergebnis frei von Beeinflussung durch die Rückwirkung des absorbierenden Körpers auf den Sender.

a. Fokussierung des Strahlenfeldes

Mit Hilfe einer speziellen Direktor-Anordnung für 430 - 440 MHz (Fuba AMD 10) wurden Muskelgewebs- und Fett-Muskel-Phantome so bestrahlt, daß die Strahlbreite im Phantom bestimmbar war. Die Anordnung bei diesen Experimenten zeigt Abbildung 16. und eine gemessene Querverteilung der Temperaturerhöhung die Abbildung 17.

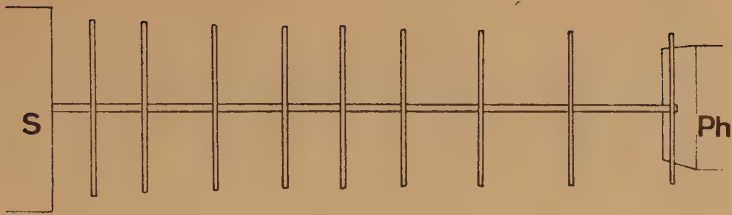


Abbildung 16: Schema des Versuchsaufbaus mit Direktoranordnung zwischen Strahler (S) und Phantom (Ph).

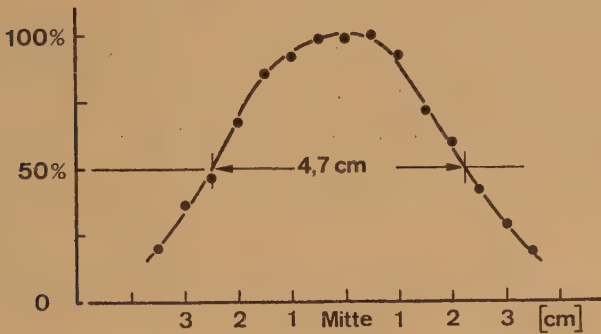


Abbildung 17: Beispiel für die Messung einer Verteilung der Temperaturerhöhungen senkrecht zur Bestrahlungsrichtung bei Versuchen nach Abbildung 16.

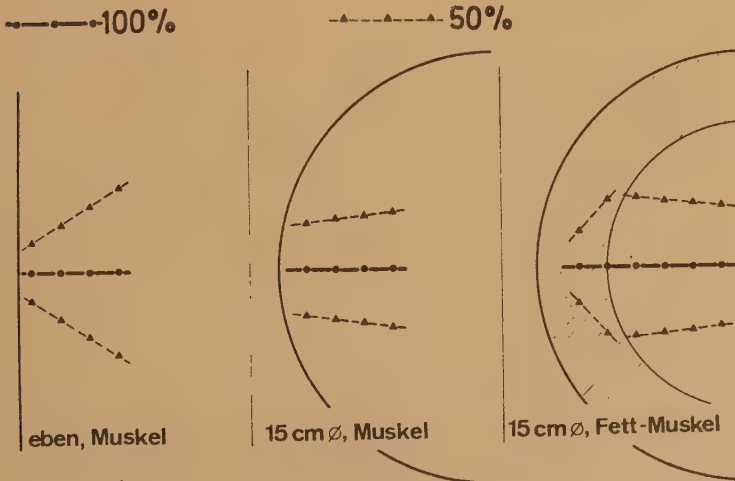


Abbildung 18: Verlauf der 50%-Strahlbreite (-▲---▲-) in verschiedenen Phantomen.

Aus diesen Messungen wurde der Verlauf der 50%-Strahlbreite bei verschiedenen Modellen ermittelt. Das wesentliche Ergebnis ist in Abbildung 18 dargestellt: Mit abnehmendem Durchmesser ($\infty \rightarrow 15$ cm) der zylindrischen Front wird die Strahldivergenz geringer; bei Durchmessern, die kleiner sind als 12 - 13 cm, verlaufen die 50%-Linien konvergent.

Mit diesen Messungen kann man allerdings nur einen sehr groben Überblick über die Fokussierung gewinnen, weil sie mit einer besonderen Antenne vorgenommen wurden. Doch geht als wichtiges Ergebnis aus dieser speziellen Untersuchung hervor, daß der Strahl im Muskelgewebe praktisch keine Veränderung seiner Breite erfährt, wenn der Muskelgewebesblock eine zylindrische Front von 12 - 13 cm Durchmesser aufweist. Kurven der Temperaturerhöhung müssen also in diesem besonderen Fall (12 - 13 cm Durchmesser) annähernd den aus der Theorie berechneten exponentiellen Abfall aufweisen. Modelle mit größerem oder kleinerem Durchmesser dagegen werden einen steileren bzw. flacheren Abfall zeigen.

Zum Nachweis dieser Beziehung wurden verschiedene Modelle mit zylindrischer Wölbung der bestrahlten Oberfläche und das kubische Standard-Phantom unter einheitlichen Bedingungen untersucht. Die Ergebnisse von 3 min dauernden Bestrahlungen mit gleicher Sendereinstellung und gleicher Distanz zwischen Strahler und Scheitellinie der Phantome sind in Abbildung 19 dargestellt. Die Kurven dieser Abbildung werden mit zunehmender Stärke der Wölbung höher; die Heizleistung im Muskelgewebe wird also bei gleicher Senderleistung durch die fokussierende Wirkung der zylindrisch gewölbten Oberfläche erhöht.

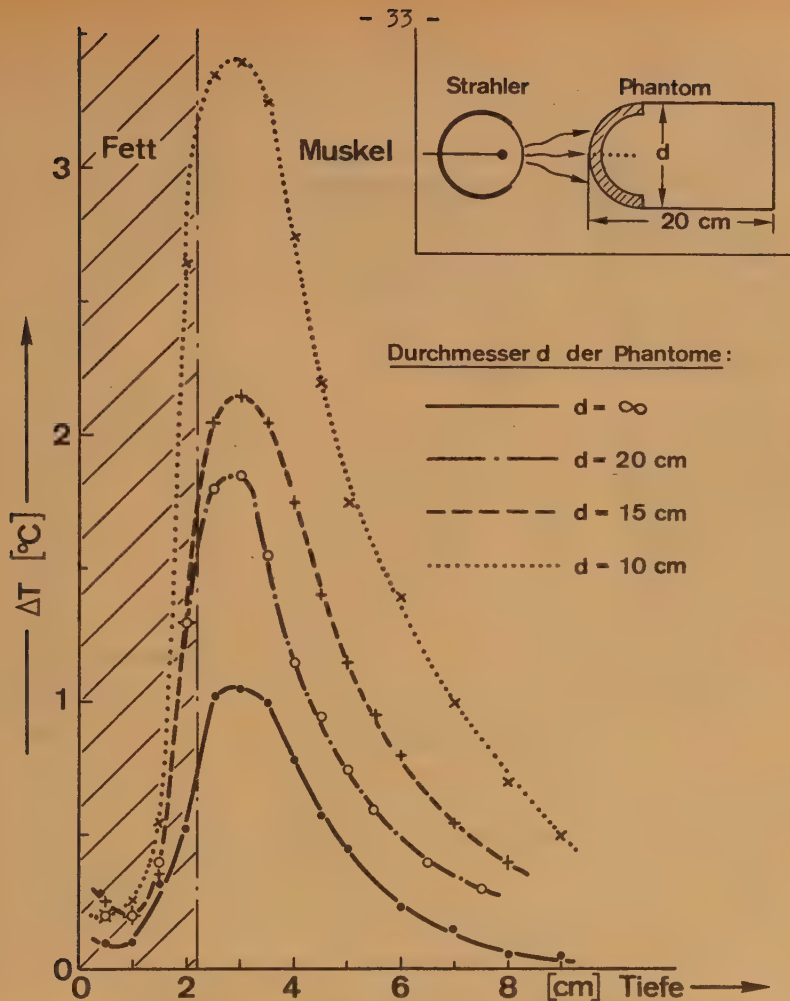


Abbildung 19: Temperaturanstiege in Fett-Muskel-Phantomen mit zylindrisch gewölbter Frontfläche verschiedener Durchmesser. $\lambda_0 = 69$ cm; 200 Watt; 3 min; 10 cm Strahlerabstand.

Als Beispiel für die durch Fokussierung des Strahlenfeldes hervorgerufene Vergrößerung der Eindringtiefe in Muskelgewebe zeigt die Abbildung 20 normierte Kurven der Erwärmung im Standard-Phantom und in einem 10 cm breiten Phantom mit zylindrischer Wölbung der Front. Daneben ist in der Abbildung noch eine logarithmische Darstellung des Erwärmungsabfalls von 3,5 cm Tiefe an im Muskelgewebe für beide Modelle enthalten.

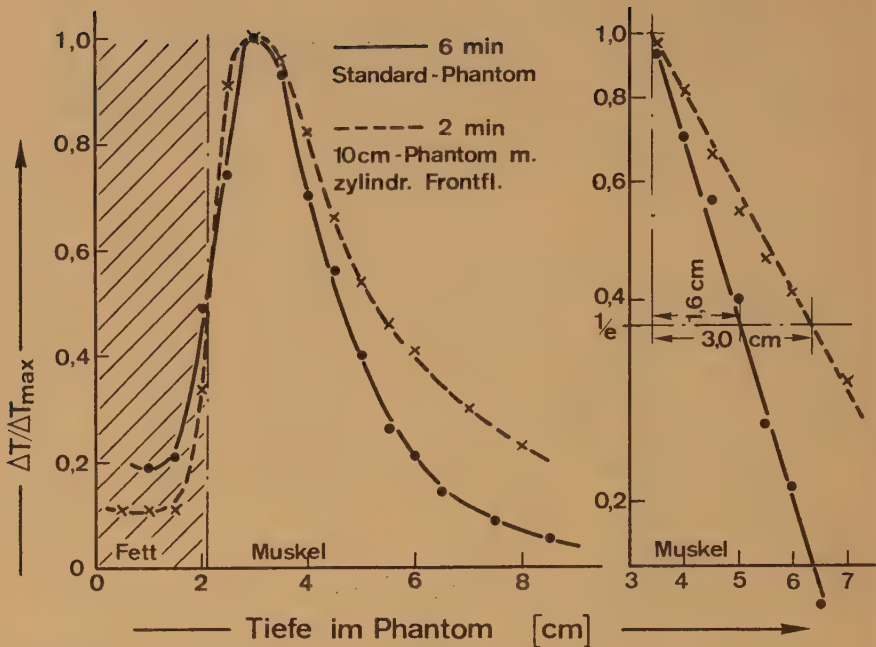


Abbildung 20: Verlauf der Erwärmung ($\Delta T / \Delta T_{\max}$) in Bestrahlungsrichtung bei zwei verschiedenen Fett-Muskel-Phantomen nach Bestrahlung mit $\lambda_0 = 69$ cm; 200 WATT; 10 cm Abstand des Strahlers von der Phantom-Oberfläche:
Dauer der Bestrahlung so eingerichtet, daß annähernd gleich große $\Delta T_{\max}$ auftreten.
(Der große Unterschied der Erwärmung im Fettgewebe rührt von der unterschiedlichen Bestrahlungsdauer her).

Zusammen mit den größten Temperatursteigerungen $\Delta T_{\max}$ (3 min) aus Abbildung 19 können zur Charakterisierung der Erwärmung also noch die Eindringtiefen D_{37} für Muskelgewebe entsprechend Abbildung 20 (rechts) benutzt werden:

Veränderung der Erwärmung durch Fokussierung:

Durchmesser	$\Delta T_{\max}$ ($^{\circ}\text{C}$)/3 min	D_{37} (cm)
Standard-Phantom	1,05	1,6
20 cm	1,85	2,2
15 cm	2,15	2,5
10 cm	3,4	3,0

b. Bildung stehender Wellen (Resonanz)

In Muskelgewebe-Zylindern mit geringem Durchmesser können stehende Wellen auftreten, deren Ausbildung in zweifacher Hinsicht vom Durchmesser der Zylinder abhängt. Einmal reicht die hereinkommende Welle um so weiter, je stärker die bestrahlte Oberfläche gekrümmt ist (Fokussierung), zum anderen darf wegen der "Reichweite" von einigen Zentimetern ($D_{37} = 2,2$ cm) der Muskelzylinder einen bestimmten Durchmesser nicht überschreiten, wenn ein nennenswerter Leistungsbetrag an der hinteren Begrenzung reflektiert werden soll. Es ist daher nicht einfach, das Auftreten von stehenden Wellen in diesem besonderen Fall zu berechnen. Aus diesem Grund wurde auch dieses Phänomen experimentell, und zwar an zylindrischen Fett-Muskel-Phantomen und an Zylindern aus Muskelgewebe, untersucht. Dabei wurden wiederum die einheitlichen Bestrahlungsbedingungen des vorigen Abschnittes eingehalten, damit zum Vergleich mit den übrigen Ergebnissen sowohl die Form der ΔT -Kurven als auch die höchste Temperaturanstiegsgeschwindigkeit zur Verfügung steht.

Bei Fett-Muskel-Phantomen mit 20 und mehr cm Durchmesser konnte keine Ausbildung von stehenden Wellen beobachtet werden. Am Zylinderphantom mit 15 cm äußerem Durchmesser

wurde die Kurve gemessen, die zusammen mit derjenigen vom 15 cm-Phantom mit zylindrischer Wölbung der bestrahlten Oberfläche in Abbildung 21 dargestellt ist.

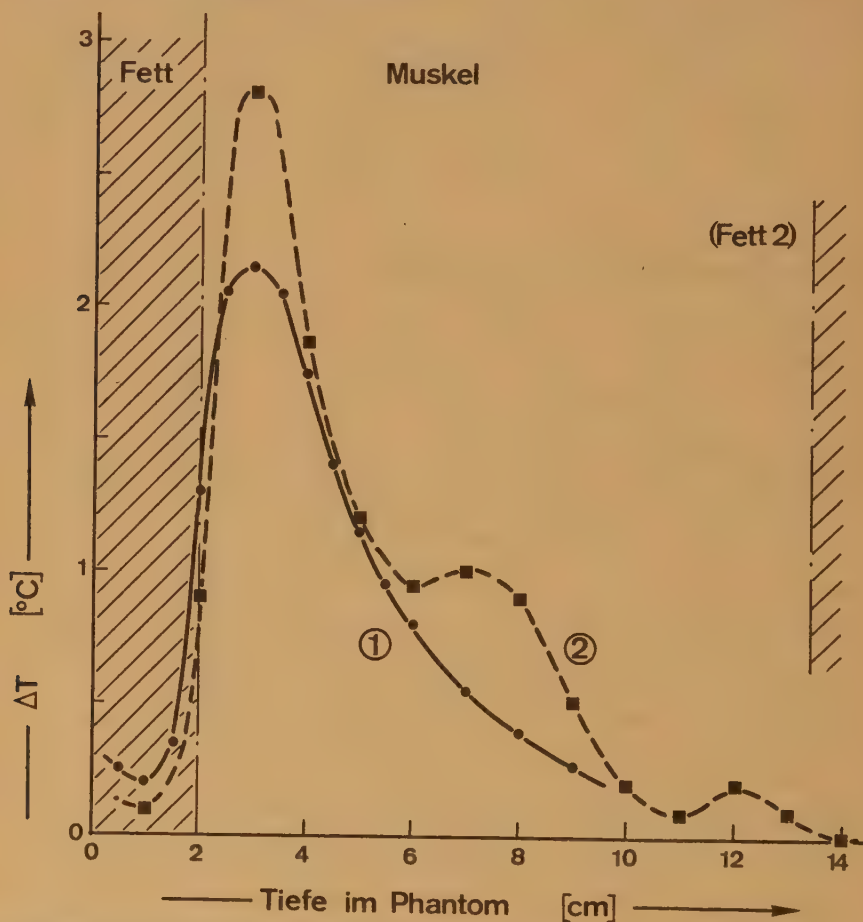


Abbildung 21: Verlauf der Temperaturerhöhungen in zwei verschiedenen Fett-Muskel-Phantomen nach Bestrahlung mit folgenden Daten: $\lambda_0 = 69 \text{ cm}$; 200 WATT; 3 min und 10 cm Abstand zwischen Strahler und Phantom-Oberfläche.

- ① 15 cm-Phantom mit zylindrischer Wölbung der bestrahlten Fläche
- ② 15 cm Zylinder-Phantom.

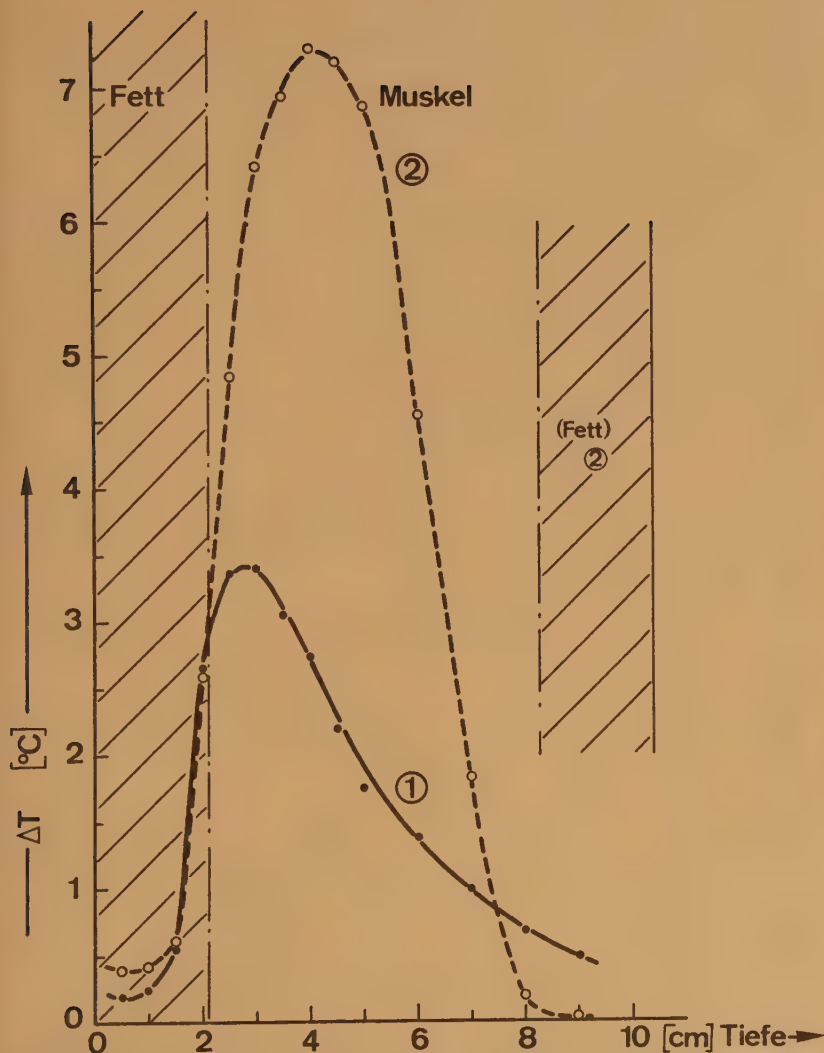


Abbildung 22: Verlauf der Temperatursteigerungen in Bestrahlungsrichtung bei zwei verschiedenen Fett-Muskel-Phantomen nach Bestrahlung mit: $\lambda_0 = 69$ cm; 200 WATT für 3 min; 10 cm Abstand zwischen Strahler und Phantom-Oberfläche.

- ① 10 cm breites Phantom mit zylindrischer Wölbung der bestrahlten Fläche
- ② 10 cm Zylinder-Phantom.

Die Abbildung 22 zeigt das entsprechende Ergebnis für Phantome mit einem äußeren Durchmesser von 10 cm. Zylindrische Fett-Muskel-Phantome sind nur schwer und außerdem nur ungenau aufzubauen, deswegen wurden keine weiteren zylindrischen Phantome dieser Art hergestellt. An ihrer Stelle wurden Muskelzylinder mit Durchmessern zwischen 1 cm und 12 cm untersucht, die sich sehr genau in zylindrischen Gefäßen aus Polyvinylchlorid herstellen lassen. Die wichtigsten Ergebnisse dieser Reihe enthält die Abbildung 23.

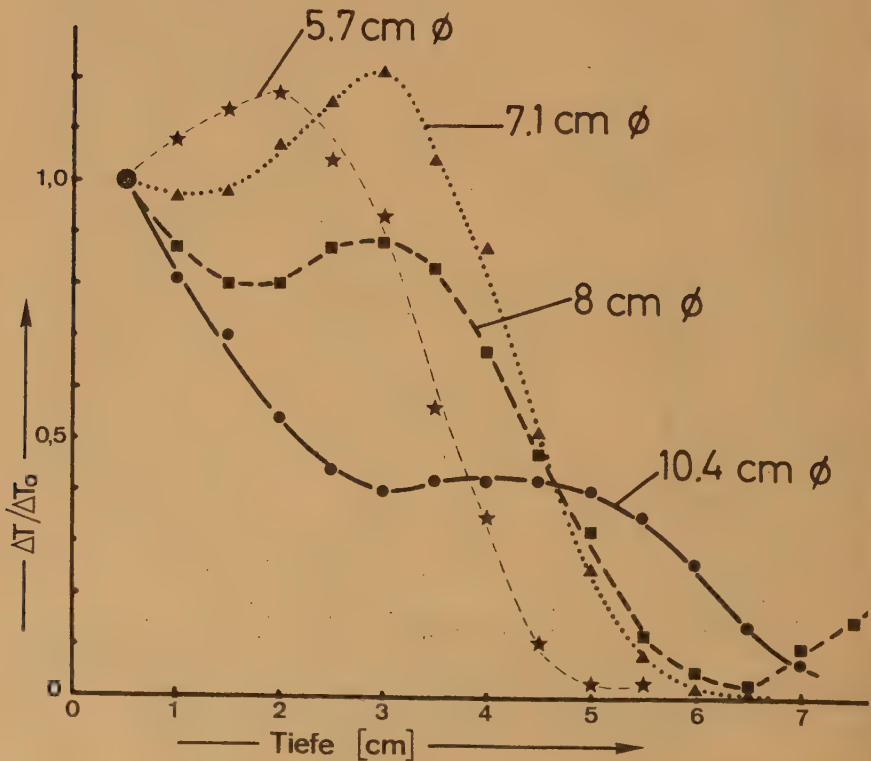


Abbildung 23: Verlauf der Erwärmung in Bestrahlungsrichtung in Muskel-Gewebe-Zylindern verschiedenen Durchmessers nach kurzdauernder Bestrahlung mit:
 $\lambda_0 = 69$ cm; 200 WATT; 10 cm Abstand zwischen Strahler und Phantom-Oberfläche.

Es sind nur normierte Kurven zur Beurteilung des Verlaufs dargestellt; die dabei vorkommenden maximalen Temperaturanstiegs-Geschwindigkeiten sind weiter unten zusammen mit den Ergebnissen der folgenden Experimente aufgeführt.

Die Messung der größten in einem Muskelzylinder während Dezimeterwellen-Bestrahlung auftretenden Temperatur-Anstiegs-geschwindigkeit als dem vorgesehenen Maß für die maximale Dosisleistung im Zylinder ist mit recht vielen Fehlern behaftet; deshalb lassen sich die Ergebnisse dieser Messungen für verschiedene Durchmesser nur bedingt vergleichen. Auf keinen Fall erhält man einen zuverlässigen Kurvenverlauf, der das Auftreten von Resonanzerscheinungen in Abhängigkeit vom Durchmesser angibt. Um dennoch eine solche Darstellung zu erhalten, wurde daher der folgende Weg beschritten:

Die zylindrischen Versuchsgefäße wurden anstelle von Muskelgewebe mit einer wässrigen Lösung von Kochsalz gefüllt. Bei Konzentrationen von 5 g NaCl in 1000 cm³ Wasser ergeben sich bei 434 MHz eine DK von etwa 80 und ein spezifischer Widerstand von 100 Ohm.cm. (siehe auch ANNE und Mitarbeiter (2)). Damit entspricht die Absorption dieser wässrigen Lösung etwa dem Muskelgewebe. Die einzelne Messung wird dabei so durchgeführt, daß man die Temperatur der Lösung im untersuchten Gefäß vor und unmittelbar nach der Bestrahlung mißt. Es muß selbstverständlich dazu jeweils vor der Ablesung genügend lange gerührt werden. Eine Wärmeisolierung der Gefäße muß nicht unbedingt angebracht werden, weil die Messung bei Zimmertemperatur mit kurzen Bestrahlungszeiten vorgenommen wird.

Aus der jeweils ermittelten Temperaturerhöhung kann dann die während der Bestrahlung absorbierte Leistung errechnet werden:

$$W_a = \frac{V \cdot \Delta T \cdot c \cdot \rho \cdot A}{\Delta t} \quad (7)$$

Dabei bedeuten: V das Volumen des Zylinders

ΔT die Temperaturerhöhung durch Bestrahlung

Δt die Bestrahlungsdauer

c die spez. Wärme (= 1 cal/°C.g)

ρ das spez. Gewicht (= 1g/cm³)

A = 4,185 Wattsec/cal, das Wärmeäquivalent

Damit die auf diese Weise gewonnenen Ergebnisse für verschiedene Durchmesser miteinander verglichen werden können, wurden sie folgendermaßen normiert: Die jeweils absorbierte Leistung wurde durch den Zylinderquerschnitt (Höhe . Breite) geteilt, um damit eine Größe zu erhalten, die mit dem relativen Absorptionsquerschnitt von Zylindern im Feld ebener Wellen vergleichbar ist:

$$W_a^* = \frac{W_a}{\text{Fläche}}$$

Die relativen Absorptionsquerschnitte stehen nämlich für den interessierenden Durchmesserbereich aus Berechnungen von ANNE und Mitarbeitern zur Verfügung (2). Die Abbildung 24 gibt zwei Ergebnisse dieser Arbeit wieder. Beide Kurven zeigen den Verlauf des Absorptionsquerschnittes in Abhängigkeit vom Durchmesser unendlich langer Kreiszylinder aus Muskelgewebe für ebene elektromagnetische Wellen, deren elektrischer Feldvektor parallel zur Zylinderachse steht. Die obere Kurve gilt für ein Material mit dem komplexen Brechungsindex $n^* = 8 \cdot e^{-j \cdot 10^0}$, d.h. einer Dielektrizitätskonstanten $\epsilon = 49$ und einem spez. Wider-

stand $\rho = 100 \text{ Ohm.cm.}$ Das Material der unteren Kurve hat einen komplexen Brechungsindex $n^* = 8.e^{-j.20^\circ}$, also $\epsilon = 60$ und $\rho = 190 \text{ Ohm.cm.}$ Für die Vergleiche mit den für diese Arbeit gemessenen Kurven gibt also der obere Verlauf die Lage der Maxima an, der untere dagegen etwa die zu erwartende jeweilige Überhöhung.

Um darzulegen, daß die experimentellen Ergebnisse nur bedingt mit den angeführten Berechnungen zu vergleichen sind, seien hier noch einmal die Versuchsbedingungen erwähnt:

Mit der von einem medizinischen Strahler erzeugten elektromagnetischen Welle werden 20 cm hohe Zylinder verschiedenen Durchmessers bestrahlt. Dabei ist der Abstand zwischen Strahler und Zylinderscheitel für eine Ergebniskurve jeweils konstant. Die Kurven für die auf die Querschnitts-Flächeneinheit bezogene absorbierte Leistung bei konstanter Sendereinstellung zeigt die Abbildung 25. Die drei Kurven wurden bei 200 Watt Senderleistung und 5 cm, 10 cm und 15 cm Abstand zwischen Strahler und absorbierendem Zylinder gewonnen. Zum Vergleich sind die entsprechenden Ergebnisse von 20 cm hohen und 20 cm tiefen Phantomen mit zylindrischer Wölbung der bestrahlten Fläche dargestellt. Sie werden durch die Kurven mit den offenen Markierungen wiedergegeben.

Da diese Arbeit nicht genauer untersuchen will, wie die absorbierte Gesamtleistung bei einem bestrahlten Zylinder von dessen Durchmesser abhängt, sondern vielmehr die entsprechende Abhängigkeit der Dosisleistung vom Durchmesser studieren will, sollen auch die hierfür als Maßstab benutzten maximalen

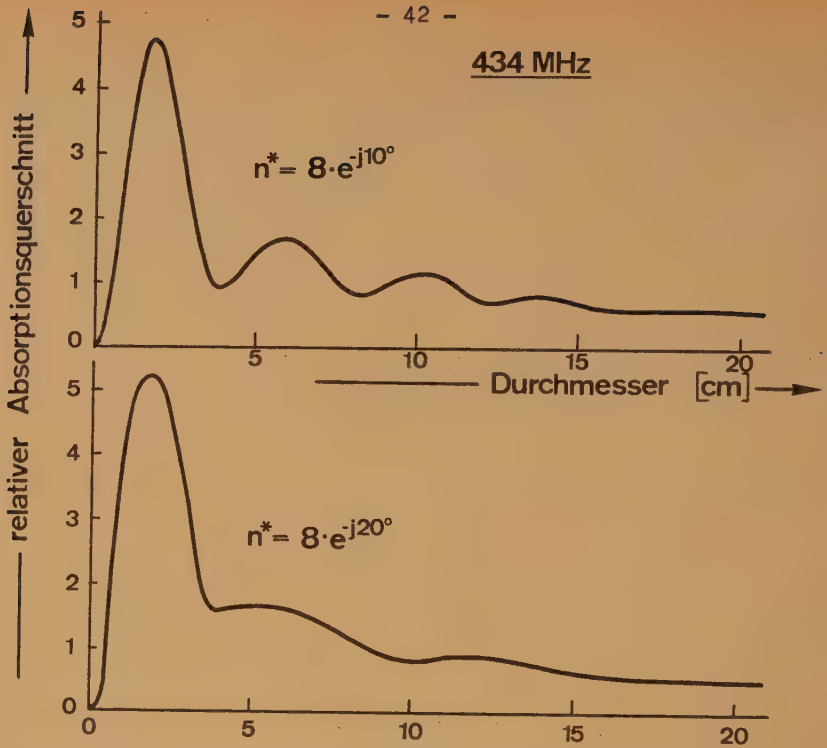


Abbildung 24: Relative Absorptionsquerschnitte für unendlich lange Zylinder im Feld ebener Wellen (aus ANNE und Mitarb.(2)).

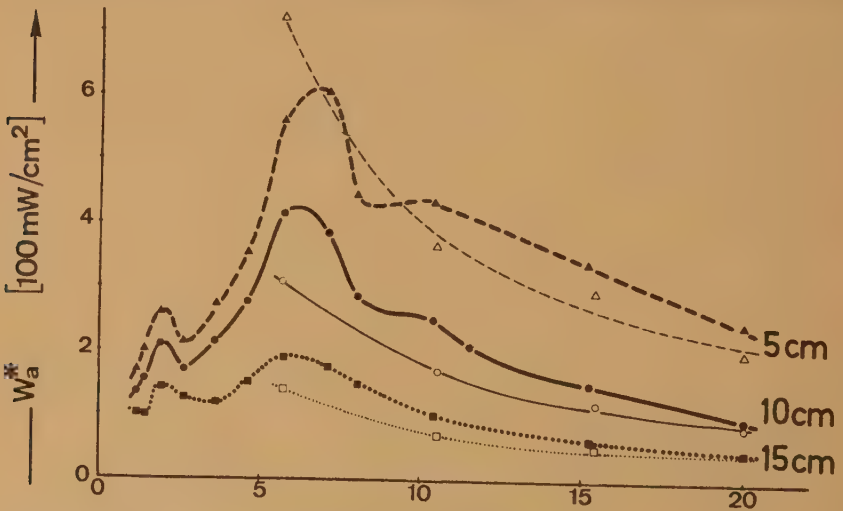


Abbildung 25: $W_a^* = \frac{\text{absorbierte Leistung}}{\text{Querschnittsfläche}}$ für 20 cm hohe Zylinder und 20 cm hohe und tiefe Phantome mit zylindrischer Front im medizinischen Strahlenfeld.

Temperatur-Anstiegsgeschwindigkeiten $T'_{\max}$ für die Zylinder verschiedenen Durchmessers dargestellt werden. Neben der W_a^* -Kurve für 10 cm Strahlerabstand (aus Abbildung 25) sind daher in der Abbildung 26 zwei Kurven der maximalen Temperatur-Anstiegsgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Durchmesser enthalten. Die obere Linie zeigt den Verlauf von $T'_{\max}$ bei den Zylindern aus Muskelgewebe, die untere dagegen bei Muskelgewebephantomen mit zylindrischer Wölbung der bestrahlten Fläche.

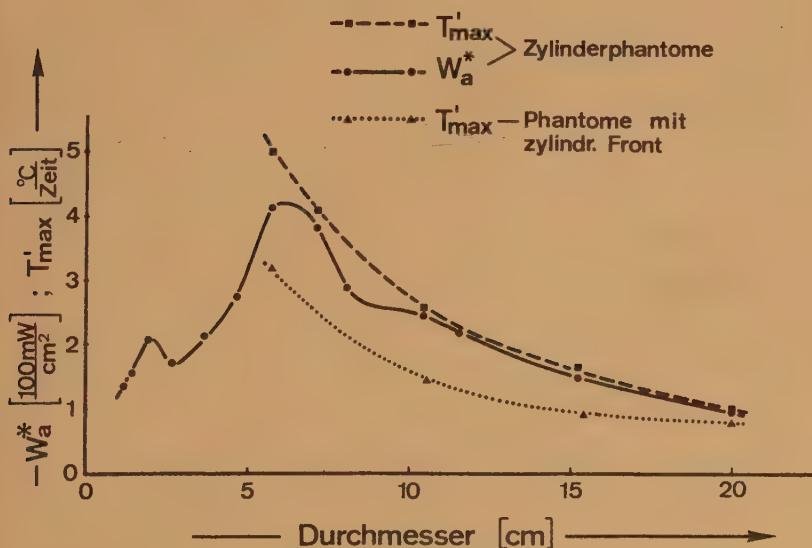


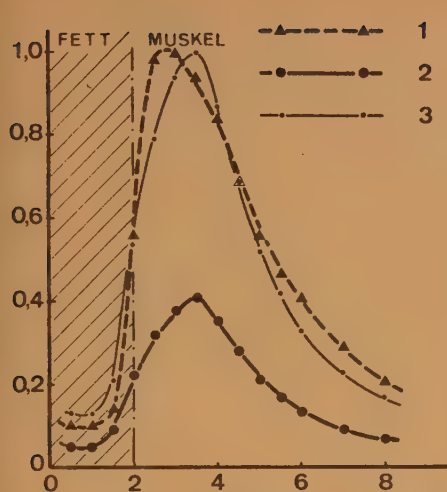
Abbildung 26: W_a^* aus Abbildung 25 (für 10 cm Strahlerabstand) und größte Temperatur-Anstiegsgeschwindigkeit $T'_{\max}$ bei Bestrahlung mit dem medizinischen Strahler aus 10 cm Abstand.
(Phantome wie in Abbildung 25)

c. Einfluß der Versuchsanordnung

Die Aufstellung des Strahlers vor den Phantomen wurde bei den angeführten Untersuchungen einheitlich und möglichst genau vorgenommen, weil der Vergleich der Einzelergebnisse wesentlich ist. In der praktischen Verwendung können jedoch zwei Parameter das Bestrahlungsergebnis beeinflussen: Die Polarisationsrichtung des Strahlenfeldes relativ zur Richtung der Krümmung eines bestrahlten Körpers und der Abstand zwischen Strahler und der Oberfläche des bestrahlten Körpers.

Die Polarisationsrichtung ist hier von geringerem Interesse, weil bei allen zum Vergleich herangezogenen Experimenten der Strahler so ausgerichtet war, daß die Dipolantenne parallel zur Achse der Zylinder stand. Dennoch seien in den Abbildungen 27 und 28 Beispiele für solche Experimente angeführt, bei denen der Strahler senkrecht zur Zylinderachse ausgerichtet war, der elektrische Feldvektor also in Richtung der Krümmung lag. Als wesentliches Ergebnis geht aus allen derartigen Experimenten hervor, daß - bei einheitlicher Versuchsdurchführung - die Erwärmung in den Phantomen mit zunehmender Krümmung rasch sinkt. Die grundsätzliche Orientierung über die Ergebnisse bei einer solchen Bestrahlungsanordnung macht es außerdem möglich, die Heizleistung für Körperteile des Menschen zu kalkulieren, die neben einer überwiegend zylindrischen Form eine leichte Krümmung in Richtung ihrer Achse aufweisen, wie es z.B. an der Wade der Fall ist.

Wie stark die Bestrahlungsergebnisse vom Abstand zwischen Strahler und absorbierendem Körper abhängen, muß jedoch eingehender untersucht werden, denn eine therapeutische Bestrah-



— Tiefe in den Phantomen [cm] —→

Abbildung 27:
Erwärmung im 15 cm-Phantom
aus Fett- und Muskelgewebe
mit zylindrisch gewölbter
Front bei Bestrahlung aus
10 cm Abstand.

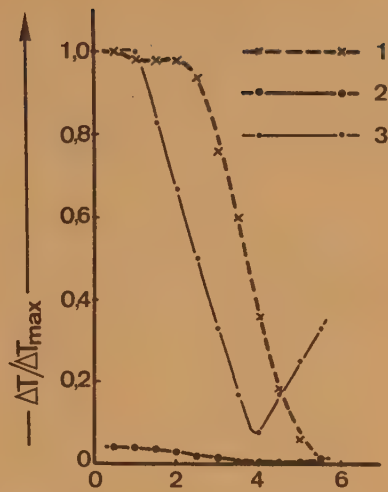


Abbildung 28:
Erwärmung im 6 cm-Zylinder
aus Muskelgewebe bei Bestrahlung
aus 10 cm Abstand.

Zu den einzelnen Kurven gehören folgende Bedingungen:

- | | |
|--|-------------------------|
| 1 - Dipol parallel zur Zylinderachse | } gemeinsame Normierung |
| 2 - Dipol senkrecht zur Zylinderachse | |
| 3 - Dipol senkrecht zur Achse, für sich normiert | |

Der Vergleich der Kurven 1 und 2 gestattet daher, den Erwärmungs-Unterschied der beiden Versuchsanordnungen zu bestimmen:

in Abbildung 27 verhalten sich die maximalen Erwärmungen wie 1 : 0,4 und in Abbildung 28 wie 1 : 0,04.

Aus dem Vergleich von Kurve 1 und 3 geht der unterschiedliche Verlauf über die Tiefe im Phantom hervor.

lungsanordnung wird ja keinesfalls einen gewünschten Abstand genau einhalten können. Wenn der Strahlerabstand variiert wird, ändert sich die absorbierte Gesamtleistung sowie die Verteilung der Erwärmung im Phantom.

Die Abbildungen 29 und 30 zeigen diejenigen Bereiche, in denen sich die absorbierte Gesamtleistung W_a ändert, wenn Strahlerabstände zwischen 1 cm und 15 cm benutzt werden. Dabei ist die absorbierte Leistung jeweils auf diejenige beim Normalabstand von 10 cm bezogen. Die Ergebnisse sind für Phantome mit zylindrischer Wölbung der bestrahlten Fläche und für Zylinder-Phantome getrennt dargestellt, weil im Fall der Zylinder die Veränderungen stärker vom Durchmesser abhängen.

Die Ergebnisse, welche die Abhängigkeit der Erwärmungsverteilung vom Strahlerabstand betreffen, lassen sich nicht so einfach zusammenfassen. Es mögen deshalb einige wichtige Beispiele verdeutlichen, mit welchen Veränderungen hierbei zu rechnen ist:

Beim Standard-Phantom zeigten die Ergebnisse von Bestrahlungen mit Abständen von 0 bis 12,5 cm keine nachweisbaren Unterschiede im Verlauf der Erwärmung. In allen Fällen lag hier die Eindringtiefe D_{37} im Muskelgewebe bei 1,6 cm.

Dagegen veränderten sich beim 10 cm breiten Muskel-Phantom mit zylindrischer Wölbung der bestrahlten Fläche die Ergebnisse deutlich, wenn der Strahler in verschiedenen Abständen vom Phantom aufgestellt wurde (Abbildung 31).

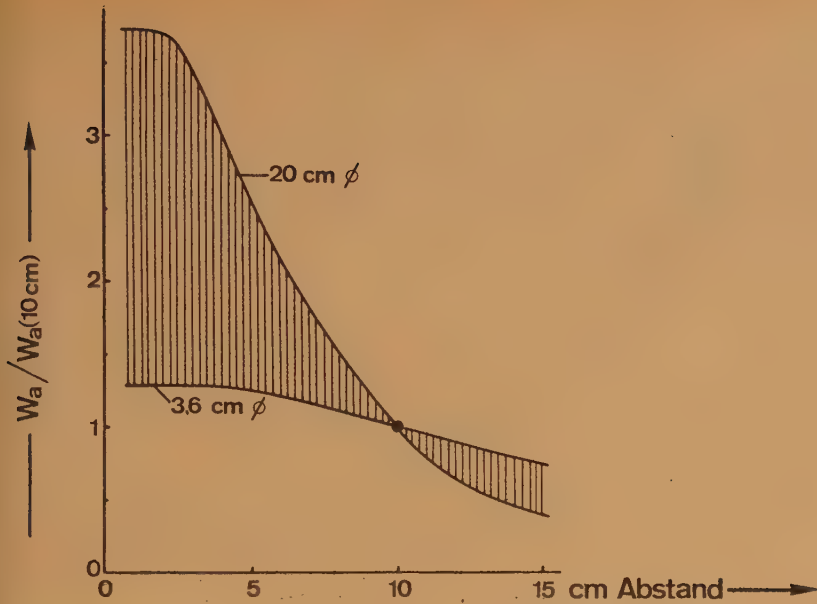


Abbildung 29: Der schraffierte Bereich gibt an, wie sich bei konstanter Senderleistung die in Zylinder-Phantomen absorbierte Gesamtleistung W_a ändert, wenn anstelle von 10 cm Strahlerabstand beliebige Abstände zwischen 1 cm und 15 cm benutzt werden.

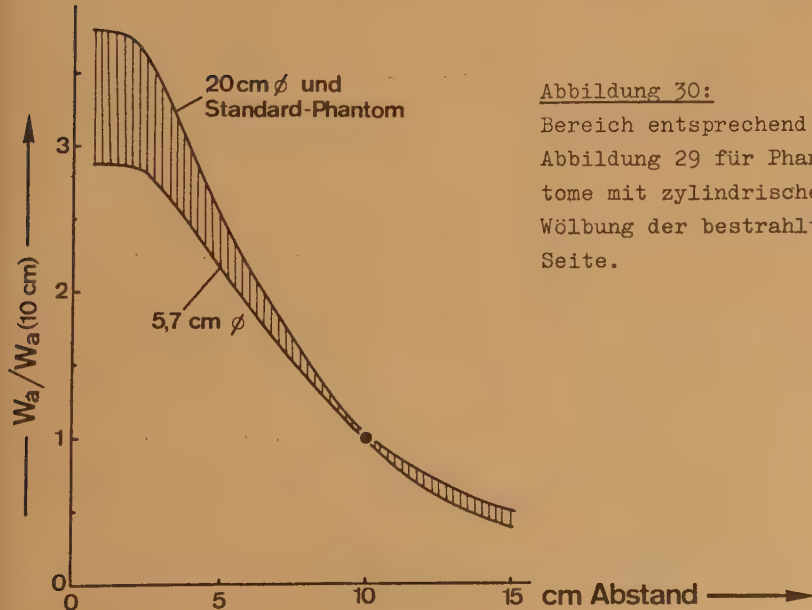


Abbildung 30:
Bereich entsprechend
Abbildung 29 für Phan-
tome mit zylindrischer
Wölbung der bestrahlten
Seite.

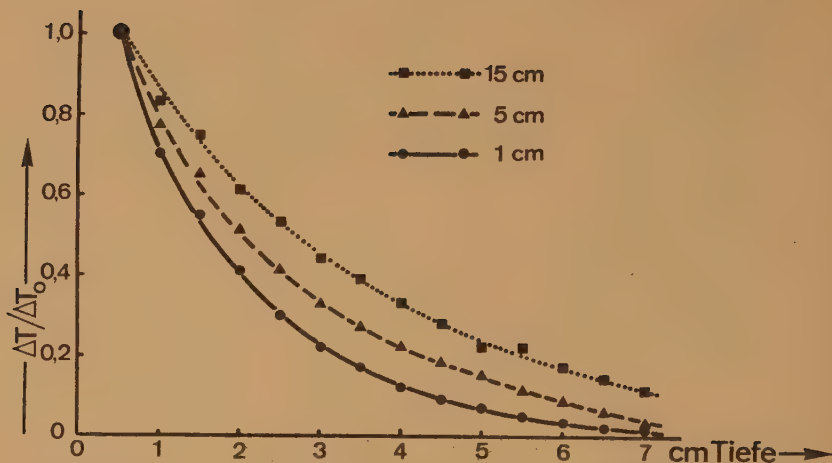


Abbildung 31: Verlauf der Erwärmung im 10 cm-Muskel-Phantom mit zylindrisch gewölbter Front bei Bestrahlung aus verschiedenen Abständen.

Für die übrigen, vorne gewölbten Phantome ergaben sich entsprechende Ergebnisse: Die fokussierende Wirkung der zylindrischen Front kommt mit zunehmendem Bestrahlungsabstand stärker zur Geltung. Der Unterschied zwischen dem Erwärmungsverlauf einerseits bei kleinem und andererseits bei großem Bestrahlungsabstand wird aber mit zunehmendem Durchmesser rasch kleiner.

In ganz ähnlicher Weise wie bei den vorne zylindrischen Phantomen hängt der Verlauf der Erwärmung in Muskel-Zylindern mit Durchmessern von weniger als 15 cm vom Abstand zwischen Strahler und Zylinder ab. Die Veränderungen gegenüber dem exponentiellen Abfall der Erwärmung mit der Tiefe, welche die stehende Welle im Zylinder bewirkt, werden immer ausgeprägter, je weiter entfernt vom absorbierenden Körper der Strahler aufgestellt wird. Ein Beispiel hierfür gibt die

Abbildung 32:

Verlauf der Erwärmung
im 8 cm-Muskel-Zylinder
bei verschiedenen
Strahlerabständen.

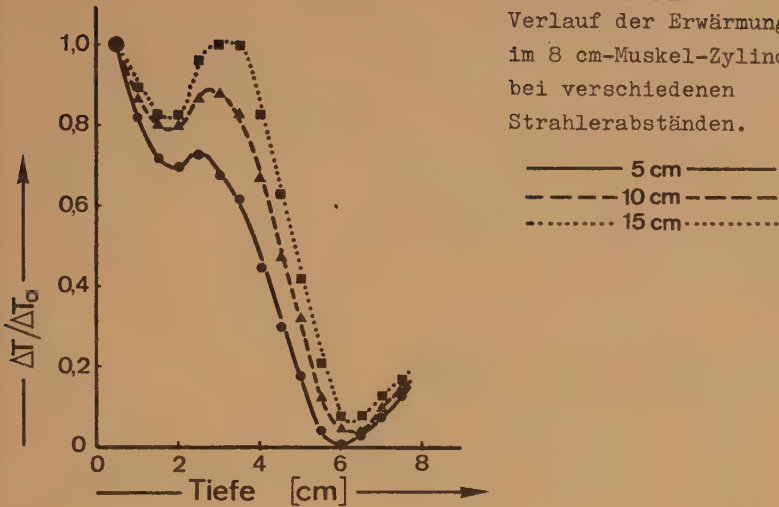


Abbildung 33:

Verlauf der Erwärmung in Bestrahlungsrichtung, wenn ein 15 cm-Zylinder-Phantom aus Fett- und Muskelgewebe aus verschiedenen Abständen bestrahlt wird.

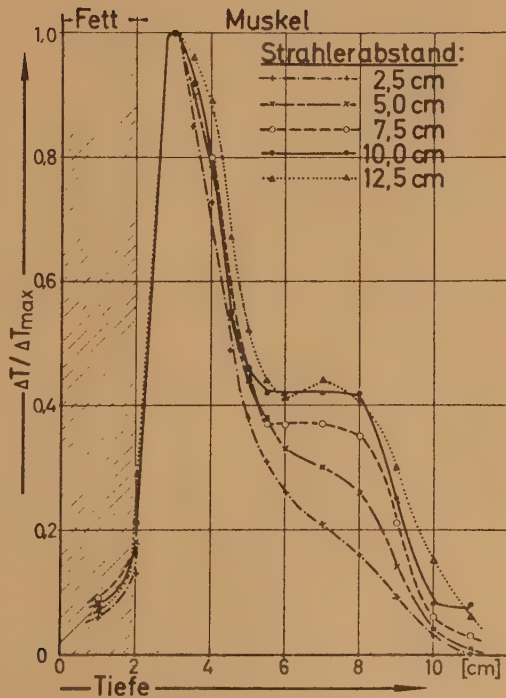


Abbildung 32, die entsprechende Ergebnisse von einem 8 cm-Zylinder enthält. Schließlich seien hier noch die Ergebnisse von je einem Zylinder-Phantom aus Fett- und Muskelgewebe mit 15 cm und 10 cm äußerem Durchmesser angeführt. Wie die Abbildungen 33 und 34 zeigen, hängt auch hier der Erwärmungsverlauf - besonders in größerer Tiefe - recht stark vom Strahlerabstand ab.

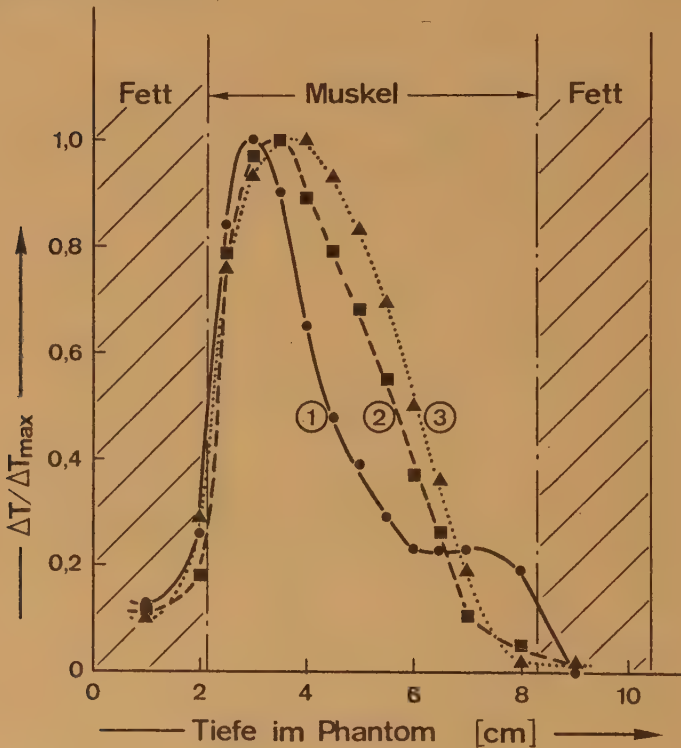


Abbildung 34: Verlauf der Erwärmung in Bestrahlungsrichtung bei einem 10 cm-Zylinder-Phantom aus Fett- und Muskelgewebe in Abhängigkeit vom Strahlerabstand.
Bedingungen: $\lambda_0 = 69$ cm; 200 WATT; 3 min.
Abstand zwischen Strahler und Phantom-Oberfläche:
① 0 cm
② 5 cm
③ 10 cm

III. Diskussion der Ergebnisse

Die Eigenschaften der Strahlenfeld-Behandlung mit Dezimeterwellen wurden bisher vor allem mit Hilfe von Ergebnissen beurteilt, die aus der Berechnung der Absorption ebener elektromagnetischer Wellen in ebenen Schichten aus Fett- und Muskelgewebe hervorgingen. Es zeigte sich dabei, daß die längeren Dezimeterwellen für die therapeutische Verwendung am günstigsten sind, obwohl mit zunehmender Wellenlänge die Bündelung des Strahlenfeldes geringer wird. Denn die Berechnungen ergaben vor allem, daß eine Strahlenfeld-Behandlung mit größeren Wellenlängen genauer dosiert werden kann als mit kleineren Wellenlängen, weil derjenige Anteil der Senderleistung, der das Muskelgewebe erreicht und dort absorbiert wird, mit zunehmender Wellenlänge immer weniger von der (bei der Therapie unbekannten) Dicke der Haut und der subkutanen Fettschicht abhängt (SCHWAN (37)). Zusammen mit dem weiteren Vorteil der längeren Dezimeterwellen, das Fettgewebe auch bei größerer Dicke nicht so stark zu erwärmen wie das dahinterliegende Muskelgewebe, wiesen damit die bisherigen Ergebnisse die Strahlenfeld-Behandlung mit längeren Dezimeterwellen nicht nur als bestes Strahlenfeld-Verfahren, sondern sogar als günstigste Diathermie-Methode überhaupt aus.

Den bisher bekannten Eigenschaften der Dezimeterwellen-Therapie mit dem Strahlenfeld fügen nun die Resultate der vorliegenden Arbeit einige wesentliche Gesichtspunkte hinzu, so daß eine ordnende Zusammenschau notwendig wird.

1. Vergleich der neuen Phantom-Formen mit der ebenen Schichtung

Die Bestrahlungsergebnisse an allen zylindrisch geformten Phantomen weisen gegenüber denjenigen beim kubischen Standard-Phantom mit ebener Schichtung von Fett- und Muskelgewebe eindeutige Unterschiede auf, die zum größten Teil aus der beschriebenen Versuchsanordnung verstanden werden können. Die Fokussierung des Strahlenfeldes durch zylindrische Wölbung der bestrahlten Fläche eines Phantoms führt zu einer Vergrößerung des durch die Bestrahlung erwärmten Tiefenbereiches und einer Steigerung der maximalen Temperatur-Anstiegsgeschwindigkeit; beides hängt in der Höhe des Unterschieds vom Durchmesser der zylindrischen Front ab. Bei den Zylinder-Phantomen führt die Resonanz im Muskelzylinder zu einer weiteren Steigerung der maximalen Temperatur-Anstiegsgeschwindigkeit.

Die Erhöhung der Heizleistung im Muskelgewebe durch die zylindrische Form der Phantome ist nicht von entsprechenden Zunahmen der Erwärmung im Fettgewebe begleitet. Die relative Mit-erwärmung des Fettgewebes zeigt sogar eine mit zunehmender Krümmung sinkende Tendenz; allerdings können aus den Meßergebnissen hierüber keine genaueren quantitativen Aussagen entnommen werden, weil die Temperaturmessungen an der Grenze zwischen Fett- und Muskelgewebe am ungenauesten sind. Dies erklärt sich aus der Tatsache, daß sich die Wärmeleitung an dieser Stelle am stärksten auswirkt.

Die festgestellte Steigerung der Eindringtiefe von 69 cm-Wellen durch die zylindrische Form der absorbierenden Körper entspricht durchaus dem Vorhaben, das mit der Diathermie ange-

strebt wird, nämlich möglichst nur die tieferliegenden Gewebe, wie Muskel und innere Organe, zu erwärmen.

Allerdings wirft dieses Resultat Dosierungsfragen auf, die nach den bisherigen Ergebnissen für die untersuchte Wellenlänge nicht zu erwarten waren.

2. Konsequenzen für die Dezimeterwellen-Therapie

Aus dem Vergleich der Ergebnisse in Abbildung 35 geht hervor, daß ein kubisches Standard-Phantom kein geeignetes Eichphantom für die Muskeldosisleistung bei Bestrahlung menschlicher Körperteile mit 69 cm-Wellen darstellt.

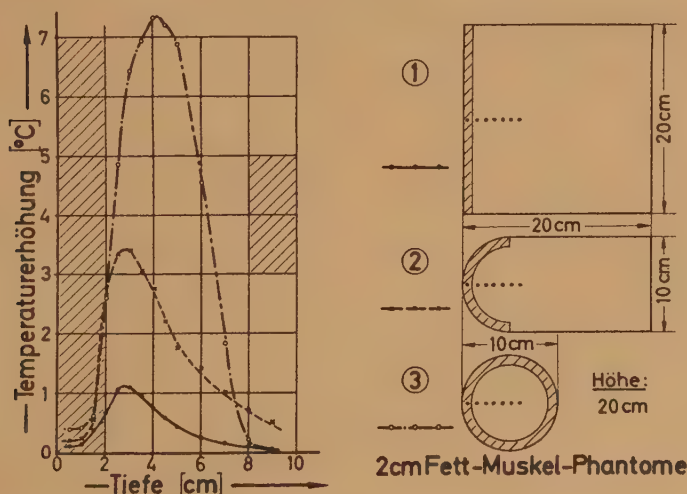


Abbildung 35: Temperaturerhöhungen in drei verschiedenen Fett-Muskel-Phantomen bei Bestrahlung von 3 min Dauer mit 200 Watt und einem Strahlerabstand von 10 cm. (Die Ergebnisse stammen aus Abbildung 19 und 22).

Die Dosisleistung kann nämlich unter einheitlichen Bedingungen z.B. bei der Bestrahlung menschlicher Extremitäten bis zu

siebenmal so hoch sein wie beim Standard-Phantom. Dabei würde die Dosisleistung unbeabsichtigt um einen solchen Betrag ansteigen, der nach Überlegungen von SCHWAN (37) fast die gesamte Spanne ("therapeutische Breite") der therapeutisch sinnvollen Dosisleistungen umfaßt, die etwa 1 : 10 beträgt. Wenn die Abhängigkeit der Muskeldosisleistung von der Form der bestrahlten Körperteile in geeigneter Weise bei der Therapie berücksichtigt werden soll, muß aus den vorhandenen Versuchsergebnissen eine Vorschrift abgeleitet werden, nach der die Form der zu behandelnden Teile des menschlichen Körpers in die Bestimmung der zu erwartenden Dosisleistung einbezogen wird. Die hierfür wesentlichen Ergebnisse dieser Arbeit, sämtlich bei 10 cm Strahlerabstand und 200 Watt Senderleistung gewonnen, sind in Abbildung 36 zusammengestellt.

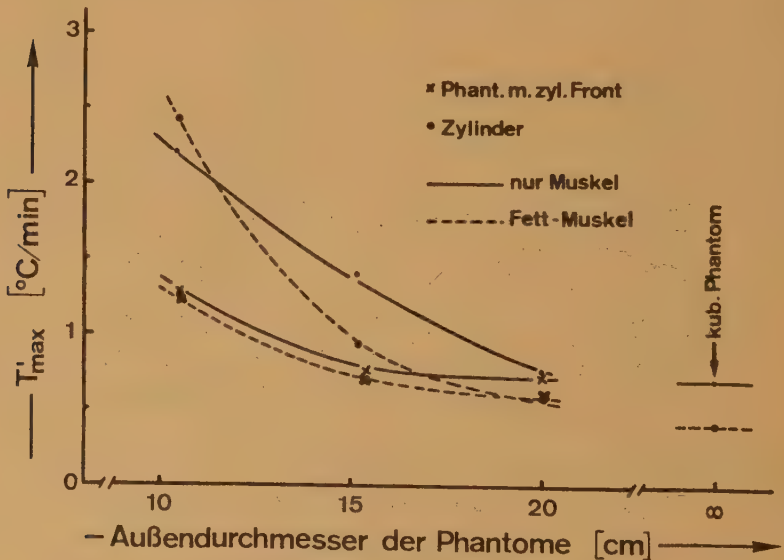


Abbildung 36: Maximale Temperatur-Anstiegsgeschwindigkeit $T'_{\max}$ als Maß für die Dosisleistung bei Phantomen verschiedener Form und Zusammensetzung. Senderleistung: 200 Watt, 10 cm Strahlerabstand, Fettschichtdicke jeweils etwa 2 cm.

Die Werte für reine Muskelphantome sind diejenigen der Abbildung 26, die Dosisleistungen für Fett-Muskel-Phantome wurden den entsprechenden Einzelergebnissen entnommen.

Die Abbildung zeigt, daß bei Phantomen mit äußeren Durchmessern zwischen 10 und 20 cm insgesamt mit Dosisleistungs-Unterschieden von 1 : 4 zu rechnen ist und nur bei den Vollzylinder-Phantomen mit jeweils gleichem Durchmesser größere Unterschiede in der Dosisleistung zwischen Muskel- und Fett-Muskel-Phantomen auftreten. Bei den kubischen Phantomen ($20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$) wurden die größten Dosisleistungs-Unterschiede gemessen. In einem kubischen Muskelgewebestück steigt danach die Temperatur an der am stärksten erwärmten Stelle fast doppelt so schnell an wie bei der gleichen Behandlung an der entsprechenden Stelle im Standard-Phantom (2 cm Fett-Muskel).

Um das in Abbildung 36 festgehaltene, für die medizinische Verwendung der Dezimeterwellen wichtige Endergebnis zu beurteilen, wollen wir von den Ergebnissen ausgehen, die bei der Bestrahlung ebener Schichten von Fett- und Muskelgewebe mit ebenen 69 cm-Wellen erhalten werden (vgl. Abb. 2 und (37) S. 111 und 112):

Eine Fettschicht der Dicke 0 bis $\lambda/4$ vor einer genügend dicken Muskelschicht hat danach eine mit der Dicke zunehmende reflexmindernde Wirkung. Daher steigt mit der Fettschichtdicke (bis $\lambda/4 = \text{etwa } 7,5 \text{ cm}$ für $\lambda_0 = 69 \text{ cm}$) derjenige Anteil der Strahlungsleistung, der in die Fett-Muskel-Schichtung eindringt. Jedoch wird dadurch keine wesentliche Änderung der das Muskelgewebe erreichenden Leistung bewirkt, weil die Absorption im Fettgewebe mit steigender Dicke der Fettschicht

etwa entsprechend der Reflexminderung zunimmt.

Als nächstes sollen die Verhältnisse bei den kubischen Phantomen betrachtet werden, die deutlich von der Theorie abweichen (vgl. Abb. 36):

Zum Teil kommt diese Abweichung durch die bei Muskel-Phantomen gegenüber Fett-Muskel-Phantomen geringere Wärmeableitung von der Muskeleoberfläche zustande, wie die Abbildung 37 erläutern möge.

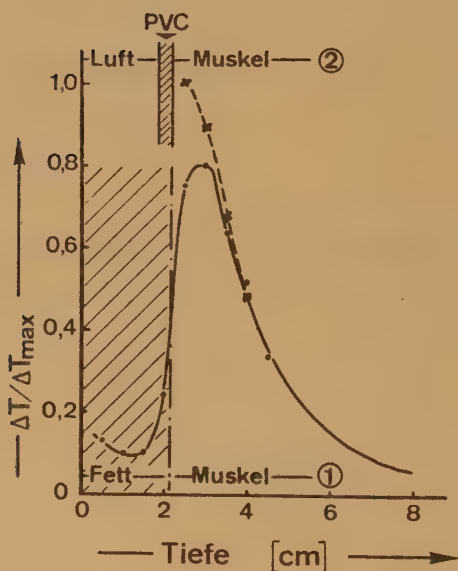


Abbildung 37: Vergleich zweier Temperaturmessungen derart, daß das Ergebnis von einem kubischen Muskelphantom ② -x--x-- mit dem Ergebnis vom Standard-Phantom (2 cm Fett-Muskel) ① ——— in größerer Tiefe des Muskelgewebes gleichgesetzt wird.

Des weiteren wird die Muskeldosisleistung bei Fett-Muskel-Phantomen dadurch niedriger als bei Muskel-Phantomen, daß die Fettschicht den Abstand zwischen Strahler und Muskel-Oberfläche vergrößert, weil der Strahler in einer konstanten Entfernung von der Phantom-Oberfläche aufgestellt wird. Dabei kompensiert offenbar die reflexmindernde und sammelnde Wirkung der Fettschicht nur zum Teil die Abnahme der Muskeldosisleistung durch den vergrößerten Strahlerabstand.

Diese Gesetzmäßigkeiten, die sich infolge der Funktionsweise der Bestrahlungsapparatur und in Verbindung mit der hier verwendeten Definition der Dosisleistung ergeben, spielen auch bei den zylindrischen Phantomen eine wesentliche Rolle, sie sind bei diesen aber nur schwer zu überschauen.

Außerdem müssen bei diesen Phantomen noch unterschiedliche Durchmesser des Muskelgewebe-Anteils berücksichtigt werden, wenn bei gleichem Außendurchmesser reine Muskel-Phantome und Fett-Muskel-Phantome miteinander verglichen werden.

Alle einzelnen Einflüsse auf die Muskeldosisleistung, wie:

- ▶ Verstärkung der Strahlenfeld-Fokussierung,
- ▶ Vergrößerung des Strahlerabstands,
- ▶ Reflexminderung und zusätzliche Absorption,
- ▶ Änderung der Wärmeableitung von der Muskeleoberfläche und
- ▶ Verkleinerung des Muskelzylinders,

die sämtlich durch die Fettschicht im zylindrisch aufgebauten Phantom bewirkt werden, können in ihrer Stärke nur geschätzt werden. Es erweist sich also als zweckmäßig, die Abhängigkeit der Muskeldosisleistung vom Aufbau der Phantome mit entsprechenden Messungen zu ermitteln.

In diesem Sinn leiten wir aus den Ergebnissen der Abbildung 36 ab, daß für die Bestimmung der in der Therapie zu erwartenden Dosisleistung solche Phantome ausreichen, die nur aus Muskelgewebe bestehen. Bei weitgehend zylindrischen Körperteilen ist dann die wirklich erreichte Dosisleistung um höchstens $1/3$ niedriger. Bei annähernd ebenen, größeren Körperteilen beträgt die Abweichung etwa 40 - 50%.

Zur praktischen Erprobung dieser Dosisleistungs-Bestimmung wurden von RUSCH und HENTSCHEL (29) Experimente mit vergleichenden Temperaturmessungen unter Bestrahlung vorgenommen. Dazu wurden die Wade einer Versuchsperson, ein der Wade im Durchmesser gleiches Zylinderphantom aus Muskelgewebe und ein Standard-Phantom (kubisch mit 2 cm Fett- und Muskelgewebe) unter einheitlichen Bedingungen mit Dezimeterwellen bestrahlt. An der jeweils etwa am stärksten erwärmten Stelle wurde die Temperatur mit einem Thermoelement gemessen und fortlaufend registriert. Die in den Abbildungen 38 und 39 dargestellten Ergebnisse aus dieser Arbeit lassen folgende Schlüsse zu:

Das zylindrische Muskelphantom gibt eine Dosisleistung an, die bei der Wade nicht ganz erreicht wird. Für diese Abweichung gibt es neben den oben angeführten vor allem folgende Gründe: Die menschliche Wade weist außer der grundsätzlich zylindrischen Form des Unterschenkels noch eine Wölbung in Längsrichtung auf, die zu einer Erniedrigung der Dosisleistung führt, weil das eine Krümmung in Richtung der Dipolantenne bedeutet. Außerdem spielt in der Wade neben der Wärmeleitung auch der Wärmeabtransport mit Hilfe des Blutstroms eine wesentliche Rolle. Den Einfluß der Durchblutung auf den Temperaturanstieg soll der Vergleich der Ergebnisse bei großen (Abb. 38)

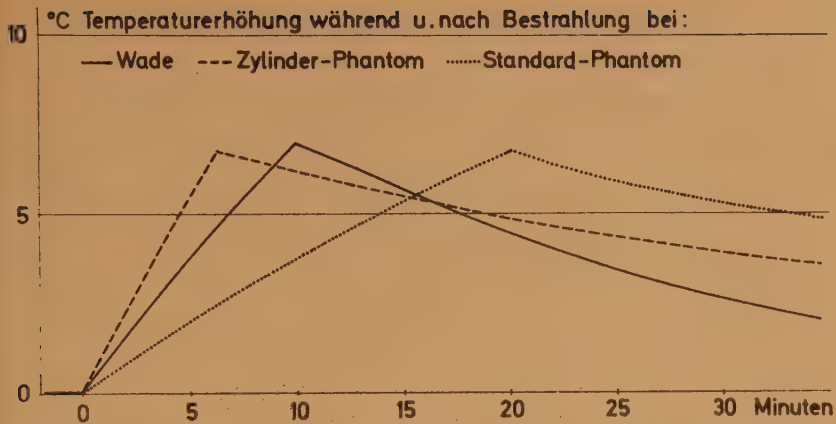


Abbildung 38: Temperaturanstiege in der etwa am stärksten erwärmten Region bei einer menschlichen Wade, einem Zylinderphantom und einem kubischen Standard-Phantom. Bestrahlung mit etwa 50 Watt und 5 cm Strahlerabstand.

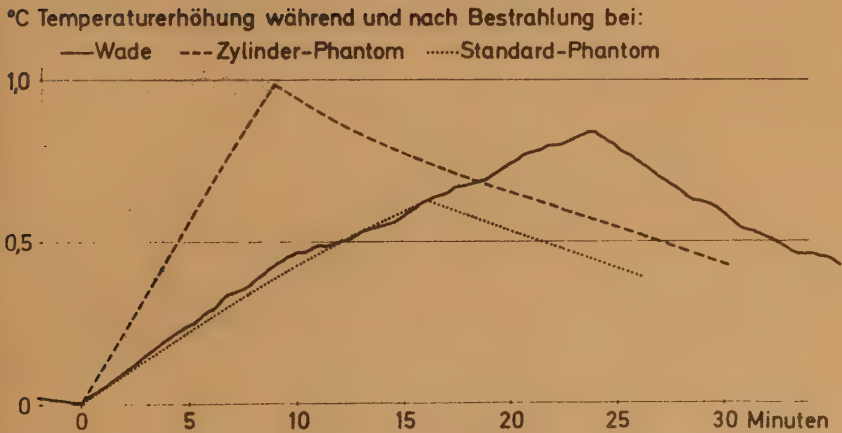


Abbildung 39: Wie Abb. 38, nur 12,5 cm Strahlerabstand.

und bei kleineren (Abb. 39) Dosisleistungen (Verhältnis etwa 10 : 1) verdeutlichen.

Bei der größeren Dosisleistung stieg die Temperatur in der Wade etwa 35% langsamer an als im Zylinder-Phantom. Wenn man bedenkt, daß die Wade außer Haut, Fett- und Muskelgewebe auch noch Knochen *) enthält, erweist sich damit die Dosisleistungseichung für Dezimeterwellen-Bestrahlungen mit Hilfe spezieller, den jeweiligen Körperteilen in der äußeren Form nachgebildeter Muskelphantome als zuverlässig.

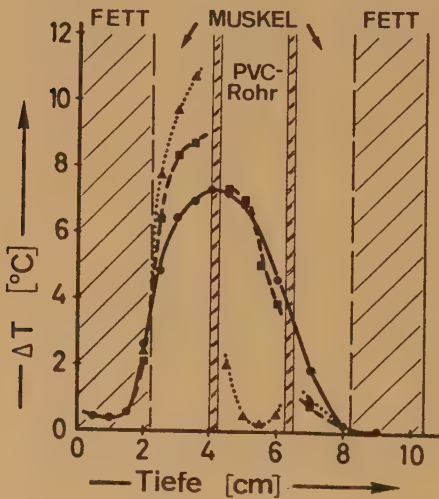


Abbildung 40: Ergebnisse von einem Fett-Muskel-Zylinderphantom mit eingefügtem Knochenmodell. 200 Watt Senderleistung und 10 cm Strahlerabstand.

- Kontrolle ohne Knochenmodell
- - ■ - - - ■ - - PVC-Rohr mit Muskelgewebe gefüllt (= Markknochen)
-▲..... PVC-Rohr mit Fettgewebe gefüllt (entspricht einem Knochen ohne Mark oder mit Fettmark)

*) Es muß hier angemerkt werden, daß Knochen nur bei kleineren Körperteilen stärkere Veränderungen der Dosisleistung hervorrufen. Das als Beispiel angeführte zusätzliche Ergebnis in Abb. 40 stellt also einen Extremfall dar.

Die geschilderte, aus den Versuchsergebnissen abgeleitete Ermittlung der bei Patienten-Bestrahlung im dm-Wellenbereich zu erwartenden maximalen Dosisleistung mit Hilfe von Messungen an Phantomen aus Muskelgewebe (oder einer geeigneten Ersatzsubstanz) wird ihrer Umständlichkeit wegen nur bei Experimenten angewandt werden, bei denen es auf genaue Kenntnis der Dosisleistung ankommt. Für die praktische Verwendung, also zur Feststellung der Dosisleistung in der Therapie, ist das Verfahren weniger geeignet. Daher wurde von RUSCH und HENTSCHEL (30) ein besonderes Dosierungsschema für Dezimeterwellen entworfen.

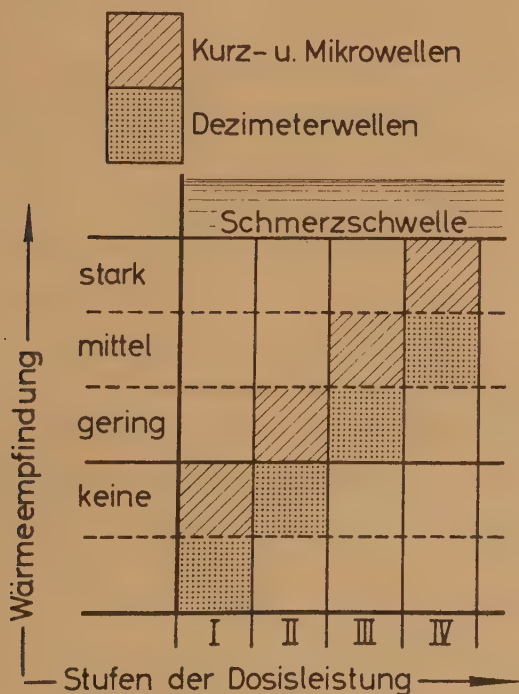


Abbildung 41: Dosierungsschema für Diathermie

Als Vorbild diene das Dosierungsschema von SCHLIEPHAKE (31) für die herkömmlichen Diathermie-Verfahren, das die Miterwärmung der Haut und die dadurch beim Behandelten hervorgerufene Wärmeempfindung während der Diathermie-Behandlung als Dosierungsgrundlage benutzt. Beide Schemata gehen von der Vorstellung aus, daß die Erwärmung an der beabsichtigten Stelle in tieferliegenden Geweben und die Miterwärmung der Haut in einem annähernd festen Verhältnis zueinander stehen.

Nun zeigen die experimentellen Ergebnisse der vorliegenden Arbeit, daß subkutanes Fettgewebe bei der Bestrahlung von menschlichen Körperteilen mit 69 cm-Wellen nur wenig mit-erwärmt wird. Daher wird von der sicher stärker erwärmten Haut aus Wärme an das Fettgewebe abgeleitet. Hieraus und aus den subjektiven Wärmeempfindungen, die bei den genannten Untersuchungen an der Wade auftraten, leiteten RUSCH und HENTSCHEL (30) ab, daß bei Dezimeterwellen-Bestrahlung ein geringeres Verhältnis zwischen der Erwärmung in der Haut und derjenigen in der Tiefe vorliegt als bei den anderen Diathermie-Verfahren. Dementsprechend wurde die Zuordnung der vier Stufen der Dosisleistung zu den zugehörigen Graden der Wärmeempfindung gegenüber dem SCHLIEPHAKE-Schema verändert. Eine bestimmte Dosisleistung an der beabsichtigten Stelle in der Tiefe eines Körperteils ist nach dem neuen Schema für Dezimeterwellen mit einer gegenüber dem Schema für die bisherigen Diathermie-Methoden um jeweils einen Grad geringeren Wärmeempfindung beim Behandelten verbunden, wie die entsprechenden Felder in Abbildung 41 verdeutlichen. (Bei einer Dosierung mit Hilfe der Wärmeempfindung muß folgendes beachtet werden: Die Wärmerezeptoren des

menschlichen Körpers reagieren auf Änderung der Temperatur und nicht auf die Höhe einer Heizleistung, deshalb muß selbstverständlich eine probeweise eingestellte Senderleistung angemessen lange einwirken, bis eine verlässliche Auskunft über die Wärmeempfindung erhalten werden kann.)

Außer der Dosierung mit Hilfe des beschriebenen Schemas ist noch folgendes Vorgehen bei der Strahlenfeld-Therapie mit Dezimeterwellen denkbar:

Man eicht die Bestrahlungsapparatur unter Verwendung eines Zylinderphantoms aus Muskelgewebe, das einen äußeren Durchmesser von 15 bis 16 cm besitzt. Für die Werte von Strahlerabstand und Senderleistung, die bei der Phantom-Messung benutzt werden, erhält man einen bestimmten Wert der maximalen Temperatur-Anstiegsgeschwindigkeit als Maß für die Dosisleistung. Wird nun in der Therapie mit der gleichen Senderleistung und dem gleichen Bestrahlungsaufbau wie bei der Eichung behandelt, so erhalten dem Zylinderphantom in der Größe entsprechende Teile des menschlichen Körpers etwa die gleiche Dosisleistung, solche mit geringerem Durchmesser höchstens das Doppelte und größere Körperteile mindestens die Hälfte davon. Sind die verschiedenen, am Generator einstellbaren Senderleistungen bekannt, können unterschiedliche Dosisleistungen leicht erzielt werden. Ist die Unterteilung der Leistung nicht bekannt, muß für jede Sendereinstellung getrennt geeicht werden.

IV. Zusammenfassung

Aus den Ergebnissen theoretischer und experimenteller Untersuchungen ist seit einiger Zeit bekannt, daß längere Dezimeterwellen zur Strahlenfeld-Therapie am besten geeignet sind, denn bei dieser Behandlung werden Muskeln und innere Organe stärker erwärmt als die darüberliegenden Schichten von Haut und Fettgewebe. Außerdem ist dabei die Heizleistung im Muskelgewebe weitgehend unabhängig von der Dicke der Haut und des Unterhaut-Fettgewebes, wenn unterschiedliche ebene Schichtungen von Haut, Fett- und Muskelgewebe mit konstanter Senderleistung bestrahlt werden. Diese Vorzüge der längeren Dezimeterwellen haben in der Bundesrepublik Deutschland zur Einführung von Diathermie-Apparaten geführt, die mit einer Wellenlänge von 69 cm in Luft arbeiten.

Nun ist aber der menschliche Körper in Bezug auf diese Wellenlänge nur bedingt als genügend eben anzusehen. Viele Körperteile, die mit Diathermie behandelt werden, weisen im Vergleich zur Größe der Wellenlänge von 69 cm stark gekrümmte Oberflächen auf oder sind als Zylinder anzusehen, deren Durchmesser kleiner als die benutzte Wellenlänge sind.

Die vorliegende Arbeit behandelt die daraus für die Therapie erwachsenden Probleme. Dies geschieht mit Hilfe vergleichender Untersuchungen an einer Reihe von speziell gestalteten Gewebemodellen (Phantomen), die durch ihre zylindrische Form menschlichen Körperteilen ähnlicher sind als ebene Schichtungen. Neben Phantomen mit zylindrischer Wölbung der bestrahlten Oberfläche und regelrechten Zylinderphantomen wurden dazu auch kubische Phantome mit ebener Schichtung auf-

gebaut, die den Vergleich mit bisherigen Ergebnissen ermöglichen. Alle Modelle wurden in entsprechend gestalteten Gefäßen aus Polyvinylchlorid hergestellt, sie bestanden entweder nur aus Muskelgewebe oder wurden aus einer 2 cm dicken Fettschicht an der Oberfläche und aus Muskelgewebe im übrigen Raum der Phantom-Gefäße zusammengesetzt. In beiden Arten der zylindrischen Phantome bildeten die Grenzflächen zwischen Fett- und Muskelgewebe einen zur Phantomoberfläche konzentrischen Zylinder (oder Halbzylinder). Die Modelle wurden mit einer für die medizinische Praxis entwickelten Apparatur (Siretherm 609 der Fa. Siemens) bestrahlt, wobei für die Vergleiche Senderleistung und Bestrahlungsaufbau konstant gehalten wurden. Zur Messung der Temperaturerhöhungen und ihrer Verteilung in den Phantomen wurden spezielle Glas-Alkohol-Thermometer benutzt.

Die beschriebenen Untersuchungen erbrachten im wesentlichen folgende Resultate:

1. Die zylindrische Wölbung der bestrahlten Fläche hat eine in der Stärke vom Durchmesser abhängige fokussierende Wirkung auf das Strahlenfeld. Dadurch werden im Muskelgewebe die maximale Temperatur-Anstiegsgeschwindigkeit und der erwärmte Tiefenbereich vergrößert.
2. In Muskelzylindern (auch in den zentralen Muskelzylindern der Fett-Muskel-Zylinderphantome) tritt bei Durchmessern von weniger als 10 - 11 cm Resonanz ein, weil eine stehende Welle ausgebildet wird. Diese Resonanz führt zusammen mit der Fokussierung zu beträchtlich größeren Erwärmungsgeschwindigkeiten in den zylindrischen Phantomen verglichen

mit kubischen Gewebemodellen.

3. Das vielfach gebrauchte "Standard-Phantom" (kubisch, mit ebener Schichtung von 2 cm Fett und dahinter Muskelgewebe) ist daher zur Eichung der Dosisleistung, die bei der Strahlenfeld-Therapie mit längeren Dezimeterwellen auftritt, nicht geeignet. Denn bei der Therapie am Menschen kann die Temperatur bis zu siebenmal rascher ansteigen als unter gleichen Bedingungen im Standard-Phantom.

In der Diskussion der Ergebnisse wird gezeigt, daß die durch Fokussierung und Resonanz verstärkte Erwärmung im Muskelgewebe im Sinne der Diathermie durchaus erwünscht ist, weil im Fettgewebe keine gleichviel gesteigerte Erwärmung auftritt. Allerdings entsteht dadurch ein Dosierungsproblem, weil es bei gleichen Behandlungsbedingungen an Körperteilen verschiedener Form und Größe zu unterschiedlichen Erwärmungs-Effekten kommt.

Abschließend werden deswegen drei darauf abgestellte Dosierungsverfahren für die 69 cm-Strahlenfeld-Therapie besprochen. Welches der drei Verfahren im Einzelfall anzuwenden ist, hängt dabei von der jeweils erforderlichen Genauigkeit ab.

V. Literatur

1. ALM, H.F. und KUTTIG, H.: Experimentelle und klinische Untersuchungen mit hochfrequenten Strömen im oberen Dezimeterwellenbereich. Strahlerther. 116 (1961), 297.
2. ANNE, A., SAITO, M., SALATI, O.M. und SCHWAN, H.P.: Penetration and Thermal Dissipation of Microwaves in Tissues. RADC - TDR - 62 - 244, ASTIA AD-.
3. Anonym: Behandlungselektrode zur Erzeugung eines hochfrequenten Feldes für die Durchwärmung von Stoffen, insbesondere von biologischen Geweben.
DAS 1 054 194 v. 20. 7. 1957.
4. DÄNZER, H.: In (26): Ergebnisse der biophysikalischen Forschung, Band I, Thieme, Leipzig 1938.
5. DEBYE, P.: Polar Molecules, New York 1929.
6. DRUDE, P.: Ann. Physik 39 (1890), 481 und
Ann. Physik 1 (1900), 566; 3 (1900), 370; 869.
7. ESAU, A.: Deutsche Patentanmeldung E 42867 VIIIc/21g (1928).
8. ESAU, A., PÄTZOLD, F. und AHRENS, E.: Temperaturverteilung in geschichteten biologischen Geweben nach der Behandlung im elektromagnetischen Strahlenfeld mit Luft als Außenmedium. Naturwiss. 26 (1938), 477.
9. FÖLSCH, T.: Über die Energieverteilung im geschichteten Körper bei Einstrahlung von dm- und cm-Wellen im Hinblick auf eine Wärmetherapie. Z. Naturforschg. 9b (1954), 429.
10. GUY, A.W. und LEHMANN, J.F.: On the Determination of an Optimum Microwave Diathermy Frequency for a Direct Contact Applicator. IEEE Transact. BME-13 (1966), 76.
11. HARTMUTH, L.: Die dielektrischen Eigenschaften biologischer Substanzen im Dezimeterwellen-Bereich.
Z. Naturforschg. 9b (1954), 257.
12. HOLLMANN, H.E.: Zur Theorie der Bestrahlung geschichteter biologischer Objekte mit ultrakurzen Wellen.
Hochfrequenztechn. 30 (1937), 81.
ders.: Zum Problem der Ultrakurzwellenbehandlung durch Anstrahlung. Strahlenther. 64 (1939), 691.

13. KEBBEL, W., KRAUSE, W. und PÄTZOLD, J.: Energieverteilung in Fett-Muskel-Schichten bei Behandlungen mit längeren Dezimeterwellen im Vergleich mit den bisher in der Therapie angewendeten Hochfrequenz-Verfahren. Elektromed. 2 (1964), 171.
14. KORB, H.: Vergleichende Temperaturmessungen am Menschen bei den Wellenlängen 6 m und 1 m. Strahlenther. 64 (1939), 536.
15. KRAUSE, W.: Die Entwicklung von Strahlern für den UHF-Bereich (433,92 MHz) unter besonderer Berücksichtigung der Anregung von Hohlleiterwellen im Körper. Elektromed. 13 (1968), 19.
16. LEHMANN, J.F., GUY, A.W., JOHNSTON, V.C., BRUNNER, G.D. und BELL, J.W.: Comparison of relative heating patterns produced by exposure to microwave energy at frequencies of 2450 and 900 megacycles. Arch. Phy. Med. 43 (1962), 69.
17. LEHMANN, J.F., McMILLAN, J.A., BRUNNER, G.D. und GUY, A.W.: A comparative evaluation of temperature distributions produced by microwaves at 2450 and 900 megacycles in geometrically complex specimens. Arch. Phys. Med. 43 (1962), 502.
18. LEHMANN, J.F., BRUNNER, G.D., McMILLAN, J.A., SILVERMAN D.R. und JOHNSTON, V.C.: Modification of Heating Patterns Produced by Microwaves at the Frequencies of 2456 and 900 Mc. by Physiologic Factors in the Human. Arch. Phys. Med. 45 (1964), 555.
19. MAXWELL, J.C.: Electricity and Magnetism, vol. 1, 452, Clarendon Press, Oxford 1892.
20. OSSWALD, K.: Messung der Leitfähigkeit und Dielektrizitätskonstante biologischer Gewebe und Flüssigkeiten bei kurzen Wellen. Hochfrequenztechn. 49 (1937), 40.
21. OSSWALD, K.: Der Siemens-Kurzwellentherapieapparat für 1 m Wellenlänge und 700 Watt Hochfrequenzleistung. Strahlenther. 64 (1939) 530.
22. PÄTZOLD, J.: Fehlerquellen bei Temperaturmessungen im Kurzwellen-Kondensatorfeld während der Behandlung. Strahlenther. 34 (1935), 362.

23. PÄTZOLD, J. und OSSWALD, K.: Temperaturverteilung in geschichteten biologischen Geweben nach der Behandlung im elektromagnetischen Strahlenfeld mit Außenmedium hoher Dielektrizitätskonstante. Naturwiss. 26 (1938), 478.
24. PÄTZOLD, J.: Untersuchungen über die Absorption und Bündelung kurzer elektromagnetischer Wellen in Elektrolyten und biologischen Geweben als Grundlage für eine medizinische Anwendung des Strahlenfeldes. Wiss. Veröffentl. Siemens-Werke XIX, (1940), 135.
25. RAJEWSKY, B., OSKEN, H. und SCHNEFER, H.: Hochfrequenzleitfähigkeit biologischer Gewebe im Wellenlängenbereich von 3 bis 1400 m. Naturwiss. 25 (1937), 24.
26. RAJEWSKY, B.: Ergebnisse der biophysikalischen Forschung, Band I, Thieme, Leipzig 1938.
27. RAJEWSKY, B. und SCHWAN, H.P.: Naturwiss. 35 (1948), 315.
28. RAJEWSKY, B. und REDHARDT, A.: Biophysikalische Grundlagen der Mikrowellentherapie. Elektromed. 8 (1963), 2.
29. RUSCH, D. und HENTSCHEL, H.-D.: Weitere experimentelle Studien zur Dezimeterwellen-Therapie. Arch. physik. Therap. 20 (1968), 427.
30. RUSCH, D. und HENTSCHEL, H.-D.: Wichtige Grundlagen und therapeutische Aspekte der Hochfrequenz-Behandlung. Therapie d. Gegenw.
31. SCHLIEPHAKE, E.: Kurzwellentherapie, 6. Aufl. Gustav Fischer-Verlag, Stuttgart 1960.
32. SCHWAN, H.P.: Z. Naturforschg. 3b (1948), 361.
33. SCHWAN, H.P. und LI, K.: Proc. I.R.E. 41 (1953), 1735.
34. SCHWAN, H.P. und LI, K.: Hazards Due to Total Body Irradiation by Radar. Proc. I.R.E. 44 (1956), 1572.
35. SCHWAN, H.P.: Electrical Properties of Tissue and Cell Suspensions. In Lawrence, J. und Tobias, C., Advances in in Biological and Medical Physics. New York 1957.
36. SCHWAN, H.P.: Electric Characteristics of Tissues. Biophysik 1 (1963), 198.
37. SCHWAN, H.P.: Biophysics of Diathermy. in Licht, S.: Therapeutic Heat. E. Licht-Publ., New Haven, Conn. 1965.
38. WAGNER, K.W.: in H. Schering (Hrsg.) "Die Isolierstoffe der Elektrotechnik", 1 ff. Springer, Berlin 1924.

Ich danke dem Direktor von Klinik und Institut für
Physikalische Medizin und Balneologie der Justus Liebig-
Universität Gießen in Bad Nauheim, Herrn Professor Dr. V.R.Ott,
herzlich für das meiner Arbeit stets entgegengebrachte
Interesse und dafür, daß ich diese Arbeit im Rahmen meiner
Tätigkeit im Institut anfertigen durfte.

Herrn Professor Dr. A. Schraub danke ich für die Anregung
zu dieser Arbeit und die Mühen, die er sich als mein "Doktor-
vater" gemacht hat.

Herrn Professor Dr. H. P. Schwan aus Philadelphia bin ich
für die Diskussion über meine experimentellen Ergebnisse
dankbar.

Lebenslauf

Ich wurde am 11. März 1937 als zweites Kind des Arztes Dr. Hans Peter Rusch in Gießen geboren. Während des Zweiten Weltkrieges lebte ich bei meinen Großeltern in Königsberg/Pr., wo ich im Herbst 1943 eingeschult wurde. Nach der Flucht aus Ostpreußen verbrachten wir zwei Jahre im Landkreis Lauterbach in Hessen, bevor wir 1947 nach Gießen übersiedeln konnten. Im Herbst 1947 wurde ich in die Sexta des Alten Realgymnasiums in Gießen aufgenommen. An dieser Schule bestand ich 1957 die Reifeprüfung. Von 1957 bis 1963 studierte ich Physik an der Justus Liebig-Universität in Gießen. Im Physikalischen Institut der Universität fertigte ich meine Diplomarbeit an, sie beschäftigte sich mit elektronischen Hilfsmitteln zur Messung von Fluoreszenzabklingkurven mit kurzer Abklingzeit. Nach meinem Diplomexamen wurde ich im Oktober 1963 wissenschaftlicher Mitarbeiter an Klinik und Institut für Physikalische Medizin und Balneologie der Justus Liebig-Universität Gießen in Bad Nauheim.

Fotodruck: Chemaprint - 63 Giessen - Frankfurter Str. 129 - Tel. (06 41) 7 57 12